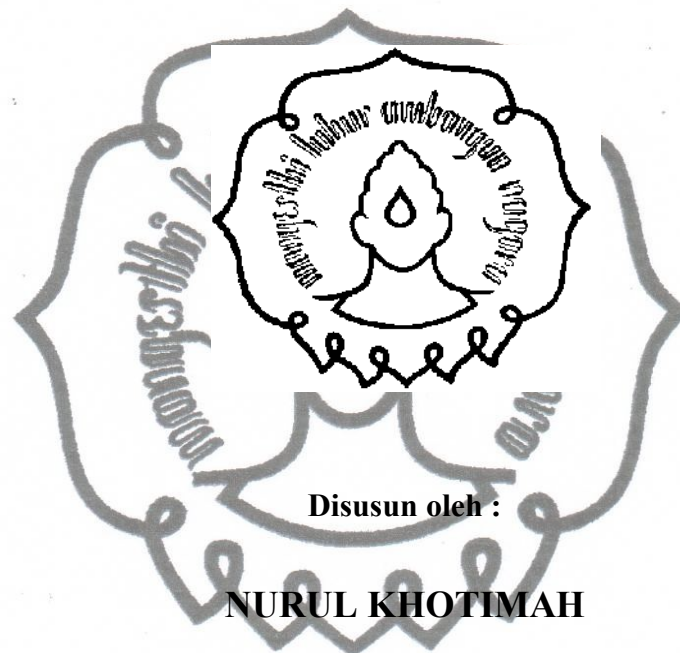


**PENENTUAN DOSIS SERAPAN RADIASI- $\gamma$  DARI  $^{60}\text{Co}$  PADA  
RADIOTHERAPY PAYUDARA MENGGUNAKAN  
SOFTWARE MCNP5**



Disusun oleh :

**NURUL KHOTIMAH**

**M0207050**

**SKRIPSI**

**Diajukan untuk memenuhi sebagian  
persyaratan mendapatkan gelar Sarjana Sains Fisika**

**FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM  
UNIVERSITAS SEBELAS MARET  
SURAKARTA  
Juli, 2011**

*commit to user*

## LEMBAR PERSETUJUAN UJIAN SKRIPSI

Skripsi berjudul "SIMULASI PENENTUAN DOSIS SERAPAN  $^{60}\text{Co}$  PADA *RADIOTHERAPY* PAYUDARA MENGGUNAKAN *SOFTWARE MCNP5*" telah disetujui oleh pembimbing I dan II.

Di : Surakarta

Pada :

Pembimbing I

Pembimbing II

**Drs. Suharyana, M. Sc, Ph. D.**

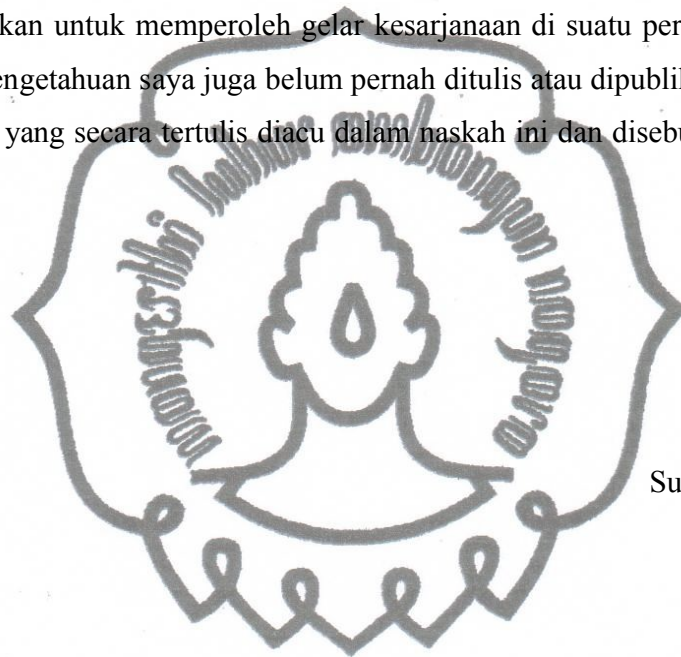
**NIP. 19611217 198903 1 003**

**Dra. Rivatun, M.Si**

**NIP. 19680226 199402 2 001**

## PERNYATAAN

Dengan ini saya menyatakan bahwa skripsi saya yang berjudul "PENENTUAN DOSIS SERAPAN RADIASI- $\gamma$  DARI  $^{60}\text{Co}$  PADA *RADIOTHERAPY* PAYUDARA MENGGUNAKAN *SOFTWARE* MCNP5" belum pernah diajukan untuk memperoleh gelar kesarjanaan di suatu perguruan tinggi, dan sepanjang pengetahuan saya juga belum pernah ditulis atau dipublikasikan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis diacu dalam naskah ini dan disebutkan dalam daftar pustaka.



Surakarta, Juli 2011

Nurul Khotimah

## MOTTO



"Maka sesungguhnya bersama kesulitan itu ada kemudahan,  
sesungguhnya bersama kesulitan itu ada kemudahan. Maka apabila  
engkau telah selesai (dari suatu urusan), tetaplah bekerja keras (untuk  
urusan yang lain). Dan hanya kepada Tuhanmulah engkau berharap."

*(QS. Al-Insyirah:5-8)*

"Barang siapa menanam benih maka ia juga yang akan memetik buahnya"

*(Anonim)*

Didalam kekuatan yang besar, terdapat tanggung jawab yang besar pula  
*(Peter parker, 'spiderman')*

Sukses seringkali datang pada mereka yang berani bertindak, dan  
jarang menghampiri penakut yang tidak berani mengambil konsekuensi

*(Jawaharlal Nehru)*

Kita tidak tahu bagaimana hari esok, yang bisa kita lakukan adalah  
berbuat sebaik-baiknya dan berbahagia hari ini

*(Samuel Taylor Coleridge)*

## PERSEMBAHAN



Dengan rahmat Allah SWT, karya ini kupersembahkan kepada:

1. Allah SWT atas rahmat, hidayah dan anugrah yang Maha Besar sehingga skripsi ini dapat kuselesaikan.
2. Ibu dan Ayah yang tercinta yang setiap hari menyebut namaku dalam doanya.
3. Keluarga besarku tercinta, dari hati kukatakan aku sangat menyayangi kalian.
4. Muchtar Affandi (Papy-Q) yang aku cinta selalu menasehati dan memotivasi aku setiap detik.
5. Keluarga Besar SD N Tanjung 01, yang selalu memberi dukungan.
6. Saudara perjuangan, Sungguh suatu nikmat tak terkira bisa bertemu kalian, berkenalan dan bersama kalian dalam waktuku belajar hingga sekarang.
7. Teman-teman Phys'07, terima kasih telah memberikan warna baru dalam hidupku untuk lebih baik dari yang dulu. Kalian tak terlupakan. Sukses buat kalian semua...
8. Almamater yang kubanggakan, khususnya Jurusan Fisika Fakultas MIPA Universitas Sebelas Maret.

## KATA PENGANTAR



Alhamdulillahirobbil'alamiin, syukur kepada Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat dan hidayahnya sehingga penulis dapat menyelesaikan penulisan laporan penelitian dengan judul "*Penentuan Dosis Serapan Radiasi- $\gamma$  dari  $^{60}\text{Co}$  Pada Radiotherapy Payudara Menggunakan Software MCNP5.*"

Laporan penelitian ini tidak akan selesai tanpa adanya bantuan dari berbagai pihak. Oleh karena itu, Penulis menyampaikan terima kasih kepada:

1. Drs. Suharyana, M.Sc, Ph.D. selaku Pembimbing I yang telah mendampingi selama penelitian, memberi motivasi, bimbingan dan saran dalam penyusunan skripsi.
2. Dra. Riyatun M.Si. selaku Pembimbing II yang telah memberikan latihan kesabaran, bimbingan dan saran dalam penyelesaian skripsi.
3. Ir. Tagor M. Sembiring dari PTRKN BATAN selaku pemegang lisensi MCNP di Indonesia.
4. Pak Muhtarom selaku Radiografer Rumah Sakit Moewardi Surakarta yang telah memberikan ijin dan ilmu yang berguna dalam penyusunan skripsi.
5. Keluargaku tercinta, ibu, ayah, baim, mama & papa ano, dan tante titi. Terima kasih kalian selalu ada buatku.
6. Papy Affandi, yang selalu menyemangatiku dan menasehatiku setiap detik.
7. Agitta dan Adisti, terima kasih atas belajar bersamanya semoga ilmu yang diberikan senantiasa bermanfaat.
8. Teman-teman Fisika angkatan 2007, terima kasih atas dukungan, bantuan, dan semangatnya.
9. Adik-adikku angkatan 2008,2009 dan 2010.
10. Semua pihak yang telah membantu penulis sehingga laporan penelitian ini dapat terselesaikan dengan baik.

*commit to user*

Semoga Allah SWT memberikan balasan yang lebih baik atas kebaikan dan bantuan yang telah Engkau berikan. Penulis menyadari bahwa masih terdapat banyak kekurangan baik dalam isi maupun cara penyajian materi. Oleh karena itu, penulis mengharapkan kritik dan saran guna perbaikan di masa datang. Semoga laporan penelitian ini dapat memberi manfaat bagi penulis khususnya dan pembaca pada umumnya. Amin



Surakarta, Juli 2011

Nurul Khotimah



**PENENTUAN DOSIS SERAPAN RADIASI- $\gamma$  DARI  $^{60}\text{Co}$  PADA  
RADIOTHERAPY PAYUDARA MENGGUNAKAN SOFTWARE MCNP5**

NURUL KHOTIMAH

M0207050

Jurusan Fisika Fakultas Matematika Dan Ilmu Pengetahuan Alam  
Universitas Sebelas Maret Surakarta

**ABSTRAK**

***PENENTUAN DOSIS SERAPAN RADIASI- $\gamma$  DARI  $^{60}\text{Co}$  PADA  
RADIOTHERAPI PAYUDARA MENGGUNAKAN SOFTWARE MCNP5.***

*Simulasi ini digunakan untuk menentukan energi radiasi- yang diserap per transformasi partikel pada organ payudara, tulang rusuk dan paru-paru dengan menggunakan software MCNP5. Radiasi- yang digunakan adalah  $^{60}\text{Co}$  dengan energi sebesar 1,17 MeV dan 1,33 MeV memiliki waktu paruh 5,27 tahun. Untuk simulasi diperlukan geometri tubuh wanita, definisi sumber dan tally tipe model pulsa distribusi energi. Geometri yang dibuat berupa phantom, sumber  $^{60}\text{Co}$  dalam bentuk titik dan tipe model pulsa distribusi energi. Hasil simulasi digunakan untuk menentukan dosis serapan pada payudara, tulang rusuk dan paru-paru. Untuk mendapatkan nilai optimum dosis serapan, peneliti melakukan variasi jarak sumber radiasi ke phantom serta variasi lamanya waktu radiotherapy yaitu 5-25 menit. Didapatkan dosis serapan pada payudara meningkat secara linier dengan semakin lama waktu radiasi. Persamaan garis linier diperoleh dari kurva antara dosis serapan dan waktu radiasi pada payudara adalah  $y=0,0047x-5.10^{-17}$ . Dengan persamaan tersebut dapat ditentukan waktu radiais untuk mencapai dosisi optimum pada radiotherapy payudara yaitu 50 Gy. Waktu radiasi untuk mencapai dosis tersebut adalah 177 jam.*

***Kata kunci: dosis serapan, radiotherapy payudara, cobalt-60, MCNP5***



## DAFTAR ISI

	halaman
HALAMAN JUDUL.....	i
HALAMAN PENGESAHAN.....	ii
HALAMAN PERNYATAAN.....	iii
HALAMAN ABSTRAK.....	iv
HALAMAN ABSTRACT.....	v
HALAMAN MOTTO.....	vi
HALAMAN PERSEMBAHAN.....	vii
KATA PENGANTAR.....	viii
DAFTAR ISI.....	x
DAFTAR TABEL.....	xii
DAFTAR GAMBAR.....	xiii
DAFTAR LAMPIRAN.....	xiv
<b>BAB I PENDAHULUAN.....</b>	<b>1</b>
1.1. Latar Belakang Masalah.....	1
1.2. Rumusan Masalah.....	3
1.3. Tujuan.....	3
1.4. Batasan Masalah.....	4
1.5. Luaran Yang diharapkan.....	4
1.6. Sistematika Penulisan.....	5
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....</b>	<b>6</b>
2.1. <i>Radiotherapy</i> Payudara.....	6
2.1.1. Kanker Payudara.....	6
2.1.2. Dasar-Dasar <i>Radiotherapy</i> .....	7
2.2. Dosimetri.....	8
2.2.1. Satuan Dosis Dalam Radiasi Pengion.....	9
2.2.2. Dosis Serapan.....	10
2.3. Interaksi Foton dengan Materi.....	13
2.3.1. Efek Fotolistrik.....	14
2.3.2. Hamburan Compton.....	14
2.3.3. Produksi Pasangan.....	15
2.4. Radionuklida <sup>60</sup> Co.....	16
2.5. Pesawat Teleterapi <sup>60</sup> Co.....	17

2.6. MCNP5 .....	19
2.6.1. MCNP ( <i>Monte Carlo N-Particle</i> ) .....	19
2.6.2. <i>Visual Editor (Vised)</i> .....	21
2.6.3. <i>Tally</i> MCNP .....	21
BAB III METODOLOGI PENELITIAN .....	23
3.1. Waktu Penelitian .....	23
3.2. Alat dan Bahan.....	23
3.3. Prosedur Pembuatan Simulasi.....	23
3.3.1. Model Geometri <i>Phantom</i> .....	24
3.3.2. Model Sumber Radiasi.....	26
3.3.3. Model Pulsa Distribusi Energi.....	27
3.3.4. Prosedur Pembuatan File Input Dan Pengolahan Data .....	27
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN .....	31
4.1. Geometri Tubuh Wanita Indonesia Model ORNL-MIRD .....	31
4.2. Dosis Serapan dari Hasil Simulasi dan Perhitungan .....	36
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN.....	42
5.1. Simpulan .....	42
5.2. Saran.....	42
DAFTAR PUSTAKA .....	44
LAMPIRAN – LAMPIRAN .....	

## BAB I PENDAHULUAN

### 1.1.Latar Belakang Masalah

perpustakaan.us Salah satu penyakit ganas yang menyerang kaum hawa dan sangat mematikan ialah kanker payudara (*Carcinoma mammae*). Kanker payudara didefinisikan sebagai suatu penyakit neoplasma yang ganas, berasal dari *parenchyma*. Jika kanker payudara masih berada dalam stadium I dan II, salah satu tahapan awal ialah operasi pembedahan *lumpectomy*. Setelah operasi, pasien dianjurkan melakukan terapi radiasi yang bertujuan untuk membunuh sel-sel kanker di tempat pengangkatan kanker dan daerah sekitarnya.

Terdapat dua jenis terapi radiasi yang dapat dilakukan, yaitu radiasi *eksternal (radiotherapy)* dan radiasi *internal (brachytherapy)*. *Radiotherapy* merupakan suatu metode pengobatan penyakit kanker yang menggunakan teknik penyinaran dari zat radioaktif maupun radiasi pengion lainnya. Teknik dari proteksi radiasi *radiotherapy* yaitu meminimalkan waktu penyinaran, memaksimalkan jarak dari sumber radiasi dan melindungi sumber radiasi. Sumber radiasi yang biasa digunakan pada pesawat *radiotherapy* yaitu radiasi- berasal dari  $^{60}\text{Co}$ . Sebagian besar Rumah Sakit di Indonesia menyediakan pelayanan *radiotherapy*. Radioisotop yang digunakan ini memiliki waktu paroh 5,27 tahun dan energi- terendah yaitu 1,17 MeV. Inti radioaktif diradiasikan di luar tubuh.

Salah satu tahapan yang sangat berperan dalam perlakuan *radiotherapy* sebelum sampai pada tahap penyinaran radiasi adalah penentuan dosis serapan. Dosis serapan merupakan energi yang terserap oleh jaringan tubuh persatuan massa (Sgouros, 2005). Pada iradiasi  $^{60}\text{Co}$ , jaringan lunak dan tulang diberi 500 *Roentgen* (R) maka dosis yang diserap untuk jaringan lunak yaitu 480 rad = 4,8 Gy, sedangkan untuk tulang yaitu 465 rad = 4,65 Gy (Gabriel, 1996). Dosis serapan optimum untuk *radioteraphy* payudara yaitu 50 Gy (Sonia, dkk., 2006).

Dokter dan team *radiotherapy* di rumah sakit Dr. Moewardi Surakarta, untuk menghitung dosisi serap menggunakan distribusi *Pencil Beam* dengan program

TPS (*Treatment Planning System*). Prinsip dasarnya yaitu paparan tiap jaringan dianggap sama, sehingga besar dosis serapan tiap jaringan besarnya sama. Sedangkan *software* Monte Carlo N-Partikel version 5 (MCNP5), paparan tiap jaringan/organ besarnya tidak sama karena material penyusun organ tersebut sangat berpengaruh.

Monte Carlo N<sup>o</sup> Partikel version 5 yang dibuat oleh Los Alamos tahun 1987 merupakan *software* komputer dengan menggunakan metode Monte Carlo yang diaplikasikan untuk menghitung perjalanan partikel dari partikel hidup ketika dilepaskan dari sumbernya sampai partikel mati karena lepas, terserap, dan sebagainya (X-5 Monte Carlo Team, 2005). *Software* komputer ini telah diuji untuk menyimulasikan perjalanan partikel maupun foton di dalam material. Beberapa penelitian telah dilakukan untuk membandingkan hasil simulasi dan eksperiment. Diantaranya yaitu simulasi efisiensi detektor NaI(Tl) dan HPGe yang dilakukan oleh Fatonah (2010). Di bidang reaktor salah satunya adalah Julian (2001) dan di bidang medis telah dilakukan oleh Lazarine (2006), tentang *single seed implant* pada dosimeter *brachytherapy* oleh Robinson (2006), *brachytherapy endovaskural* oleh Pourbeigi *dkk.* (2004), dan simulasi penentuan dosis serapan pada *brachytherapy* prostat oleh Rianaris (2011). Semua pemodelan yang telah dilakukan MCNP menunjukkan hasil yang memuaskan dan mendekati benar dengan penyimpangan hasil pengukuran tidak lebih dari 5%.

Dalam skripsi ini dibuat penentuan dosis serapan radiasi- $\gamma$  dari  $^{60}\text{Co}$  pada *radiotherapy* payudara dengan menggunakan Metode Monte Carlo dengan *software* MCNP5. Simulasi *radiotherapy* payudara untuk mengetahui pengaruh waktu iradiasi terhadap dosis serapan pada payudara, tulang rusuk dan paru-paru. Simulasi ini membutuhkan beberapa masukan yang meliputi geometri ORNL-MIRD (Oak Ridge National Laboratory – Medical International Radiation Dose Committee), definisi sumber radioaktif dan pemilihan *tally*. Serta untuk mengetahui pengaruh lama waktu radiasi terhadap dosis serapan  $^{60}\text{Co}$ . Perhitungan dosis serapan pada tulang rusuk dan paru-paru ditentukan karena posisinya yang berdekatan dengan payudara serta memiliki densitas material yang berbeda.

Metode simulasi pada skripsi ini menurut dosimetri tumor dengan geometri sesuai yang telah dipaparkan oleh ORNL-MIRD. ORNL-MIRD merupakan simulasi *phantom* manusia yang terdiri dari dua bagian utama tubuh yaitu badan dan kepala. Serta enam organ dalam yang terdiri dari ginjal, hati, ovarium, pankreas, limpa, dan tyroid (Lazarine, 2006). Dengan simulasi dan geometri ini diharapkan dosis serapan yang diserap oleh organ payudara, tulang rusuk maupun paru-paru dapat diprediksikan secara lebih akurat.

## 1.2. Rumusan Masalah

Permasalahan yang ingin diselesaikan dalam penelitian ini adalah :

1. Bagaimana mendesain file input model geometri tubuh perempuan Indonesia yang sesuai ORNL-MIRD menggunakan Visual Editor MCNP5?
2. Bagaimana pengaruh waktu iradiasi ke payudara terhadap dosis serap  $^{60}\text{Co}$  di payudara, tulang rusuk, dan paru-paru dengan menggunakan simulasi *Monte Carlo N-Partikel*?

## 1.3. Tujuan

Tujuan penelitian ini adalah:

1. Membuat bentuk geometri tubuh perempuan Indonesia yang sesuai ORNL-MIRD dengan menggunakan *software* MCNP5.
2. Menghitung nilai dosis serapan  $^{60}\text{Co}$  pada payudara, tulang rusuk dan paru-paru dengan variasi waktu iradiasi.



#### 1.4. Batasan Masalah

Batasan masalah penelitian ini adalah simulasi dilakukan dengan menggunakan software *Monte Carlo N-Particle* versi 5. Geometri *phantom* tubuh perempuan Indonesia dibuat dengan menggunakan model ORNL MIRD. Input dibuat pada Visual Editor hingga didapatkan bentuk visualisasi 2 dimensi.

Payudara hanya dimodelkan dengan sebuah setengah bola. Sumber radiasi berada di kanan tubuh perempuan dengan variasi jarak 60, 80 dan 100 cm, sehingga paparan maksimal radiasi hanya tertuju ke payudara kanan. Digunakan variasi waktu iradiasi yang dipancarkan dari 5, 10, 15, 20 dan 25 menit. Serta pemilihan *tally* pada payudara, tulang rusuk dan paru-paru. Menggunakan sumber radiasi  $^{60}\text{Co}$  dengan energi 1,17 dan 1,33 MeV. Laju dosis yang digunakan sesuai dengan laju dosis pesawat *radiotherapy* di Rumah Sakit Moewardi Surakarta sebesar 2,3569 Gy/menit (keadaan pada tanggal 16-2-2011, dengan aktivitas 7000Ci).

#### 1.5. Luaran yang Diharapkan

Luaran yang diharapkan setelah adanya penelitian ini adalah simulasi *radiotherapy* payudara untuk mengetahui pengaruh dosis serapan pada payudara, tulang rusuk dan paru-paru dengan menggunakan *software* MCNP5. Serta dapat mengetahui lamanya waktu radiasi untuk mencapai dosis maksimum, sehingga sel kanker mati. Selanjutnya simulasi yang dibuat dapat digunakan untuk pengembangan berikutnya misalnya pengaruh selain pada payudara, tulang rusuk dan paru-paru dapat juga diaplikasikan pada *radiotherapy* untuk kanker servik atau kanker yang lain.

Hasil penelitian diharapkan dapat dipublikasikan dalam jurnal ilmiah. Dan diharapkan pula, skripsi ini dapat digunakan sebagai panduan sederhana dan pengembangan untuk menggunakan *software* MCNP5 terutama di Jurusan Fisika FMIPA Universitas Sebelas Maret khususnya dibidang fisika medis.

## 1.6. Sistematika Penulisan

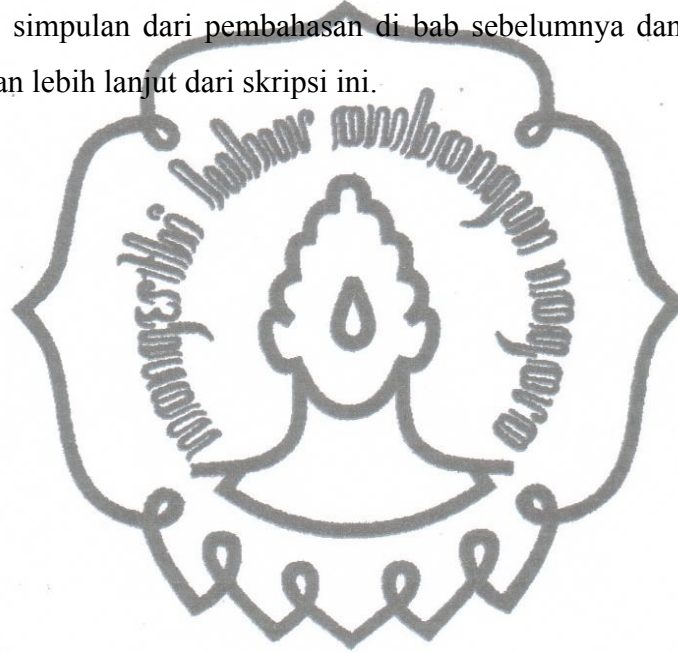
Laporan skripsi ini disusun dengan sistematika sebagai berikut:

BAB I	Pendahuluan
BAB II	Tinjauan Pustaka
BAB III	Metodologi Penelitian
BAB IV	Hasil Penelitian dan Pembahasan
BAB V	Penutup

[perpustakaan.uns.ac.id](http://perpustakaan.uns.ac.id)

[digilib.uns.ac.id](http://digilib.uns.ac.id)

Pada Bab I dijelaskan mengenai latar belakang penelitian, perumusan masalah, batasan masalah, tujuan penelitian, luaran yang diharapkan, serta sistematika penulisan skripsi. Bab II tentang dasar teori. Bab ini berisi teori yang mendasari penelitian yang dilakukan. Bab III berisi metode penelitian yang meliputi waktu, tempat dan pelaksanaan penelitian, alat dan bahan yang diperlukan, serta langkah-langkah dalam penelitian. Bab IV berisi tentang hasil penelitian dan analisa yang dibahas dengan acuan dasar teori yang berkaitan dengan penelitian. Terakhir, Bab V berisi simpulan dari pembahasan di bab sebelumnya dan saran-saran untuk pengembangan lebih lanjut dari skripsi ini.





## BAB II TINJAUAN PUSTAKA

### 2.1. *Radiotherapy* Payudara

#### 2.1.1. Kanker Payudara

perpustakaan.uns.ac.id

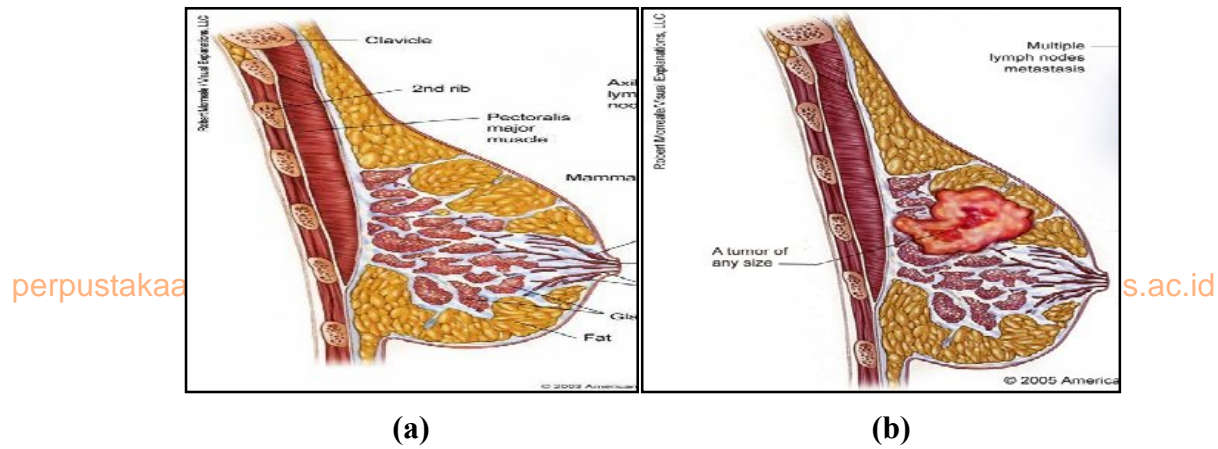
digilib.uns.ac.id

Kanker payudara (*Carcinoma mammae*) didefinisikan sebagai suatu penyakit neoplasma yang ganas yang berasal dari *parenchyma*. Penyakit ini penyebab utama kematian pada wanita akibat kanker.

Terdapat beberapa gen yang dapat dianggap bertanggung jawab terhadap proses terjadinya tumor maligna, yang dikenal dengan sebutan onkogen. Beberapa hal yang bisa mengakibatkan sel normal bermutasi menjadi onkogen, yaitu proses congenital. Dimana sejak lahir sudah membawa onkogen, bahan kimia karsinogenik yang masuk ke dalam tubuh dan bereaksi dengan DNA pada kromosom. Serta virus onkogen yang bila memasuki sel normal akan berintegrasi dengan kromosom yang ada di dalam nucleus. Kemudian melakukan transkripsi serta radiasi kronik yang terus menerus mengenai sel-sel normal (Tjokronagoro, 2001).

Bila sel sudah berubah menjadi sel kanker, maka ia memiliki kemampuan yang tidak dimiliki oleh sel-sel normal. Seperti kemampuan mitosis yang sangat cepat, kemampuan memproduksi enzim kolagenesis yang menyebabkan sel kanker mampu melakukan metastasis limfogen, hematogen ke jaringan sekitar. Serta kemampuan sel tumor untuk melakukan angiogenesis yakni membentuk neovaskularisasi yang menyebabkan kanker dapat tumbuh besar (Tjokronagoro, 2001).

Perbedaan sel sehat pada payudara dan sel kanker payudara, dapat dilihat pada gambar 2.1 berikut ini :



**Gambar 2.1. (a) Sel Sehat Pada Payudara dan (b) Sel Kanker Payudara  
(Amerika Society of Clinical Oncology, 2005)**

### 2.1.2. Dasar-Dasar *Radiotherapy*

*Radiotherapy* merupakan suatu metode pengobatan penyakit kanker atau tumor yang menggunakan teknik penyinaran dari zat radioaktif maupun radiasi pengion lainnya. Tujuan radioterapi adalah untuk mendapatkan tingkat sitotoksik radiasi terhadap *planning target volume* pasien, dengan seminimal mungkin paparan (*exposure*) radiasi terhadap jaringan sehat dan di sekitarnya.

Sebelum melakukan terapi radiasi perlu adanya suatu perencanaan yang mantap sehingga dalam melakukan terapi radiasi dapat memberikan hasil yang diharapkan. Untuk maksud-maksud tersebut perlu memperhatikan faktor-faktor sebelum melakukan penyinaran terhadap jaringan yaitu : menetapkan letak dan luas kanker, tehnik penyinaran dan distribusi dosis, dan toleransi jaringan. Teknik penyinaran sangat penting oleh karena sangat berkaitan dengan distribusi dosis pada kanker. Melalui tehnik penyinaran yang baik, distribusi dosis pada kanker dapat merata dan lebih tinggi dari pada dosis jaringan sekitarnya (Gabriel, 1996).

Jaringan bila terkena radiasi penyinaran, akan menyerap energi radiasi dan akan menimbulkan ionisasi atom-atom. Ionisasi tersebut dapat menimbulkan perubahan kimia dan biokimia yang pada akhirnya akan menimbulkan kerusakan biologik. Kerusakan sel yang terjadi itu dapat berupa kerusakan kromosom, mutasi,

perlambatan pembelahan sel dan kehilangan kemampuan untuk memproduksi (Tjokronagoro, 2001).

Radiasi pengion adalah berkas pancaran energi atau partikel yang bila mengenai sebuah atom akan menyebabkan terpentalnya elektron keluar dari orbit elektron tersebut. Pancaran energi dapat berupa gelombang elektromagnetik, yang dapat berupa radiasi- $\gamma$  dan sinar-X. Pancaran partikel dapat berupa pancaran elektron (sinar beta) atau pancaran partikel neutron, alfa, proton (Tjokronagoro, 2001).

Jenis radiasi pengion yang digunakan berupa radiasi- dan sinar-X. Radiasi- merupakan pancaran gelombang elektromagnetik yang dapat berasal dari disintegrasi inti  $^{60}\text{Co}$  radioaktif. Akibat dari disintegrasi inti tersebut akan terbentuk satu pancaran energi berupa radiasi- dan 2 pancaran partikel, yaitu pancaran elektron disebut sinar beta dan pancaran inti helium disebut sinar alfa.

Radiasi- digunakan dalam radioterapi, sedangkan sinar alfa dan sinar beta digunakan dalam terapi radiasi internal. Sinar-X atau radiasi- $\gamma$  merupakan pancaran gelombang elektromagnetik yang dikeluarkan oleh pesawat teleterapi, digunakan untuk radiasi eksternal (Tjokronagoro, 2001).

## 2.2. Dosimetri

Dosimetri adalah pertimbangan dosis serapan dan optimasi dosis yang digunakan pada terapi radioisotop. Sebelum perlakuan *radiotherapy* dilakukan menetapkan letak dan luas kanker, teknik penyinaran dan distribusi dosis, serta toleransi jaringan. Rencana ini bertujuan memberikan dosis yang tinggi pada kanker dan meminimumkan dosis pada jaringan sehat di sekitar kanker tersebut.

Antara “dosis serapan” dan “dosis” sangat penting untuk dibedakan. Pada pengertian “dosis” tidak memiliki arti khusus dalam dosimetri radionuklida. Secara sederhana, dosis digunakan untuk menjelaskan aktivitas yang diatur seperti pada dosis serapan. Kebanyakan kasus pembedaan ini dapat dilakukan dari konteks pemakaiannya (Sgouros, 2005).

Untuk tiap radionuklida, banyaknya peluruhan terdistribusi tak homogen yang menembus tiap satuan volume organ dapat dipastikan secara tepat, dan

besarnya serapan dari tiap sumber ke organ target dihitung oleh simulasi Monte Carlo.

### 2.2.1. Satuan Dosis Dalam Radiasi Pengion

Mula-mula dosis yang digunakan dalam radiasi pengion adalah dosis erithema yaitu banyaknya radiasi sinar-X yang menyebabkan kulit kemerahan. Starting (1930) melakukan radiasi terhadap penderita kemudian diukur dalam satuan Rontgen disingkat r; kurang lebih tahun 1960 r diganti dengan roentgen (R). Roentgen (R) adalah satuan dari pada banyaknya radiasi (*unit of exposure*). Definisi satu roentgen ialah banyaknya radiasi sinar-X atau sinar- yang menimbulkan ionisasi di udara pada 0,001293 gram udara sebanyak satu satuan muatan elektrostatik (Gabriel, 1996).

Radiasi sinar-X atau sinar- yang mengenai suatu areal tertentu dikenal dengan nama satuan rap (*Roentgen area product*) di mana 1 rap sama dengan radiasi 100 R pada setiap 1 cm<sup>2</sup> maka 1 rap = 100 R cm<sup>2</sup>. Satuan Roentgen ini hanya berdasarkan ionisasi yang terjadi di udara dan hanya berlaku bagi sinar-X dan sinar-saja serta tidak menunjukkan jumlah banyaknya absorpsi bagi sembarang radiasi. Satu rad didefinisikan sebagai dosis penyerap radiasi sebanyak 100 erg bagi setiap gram benda/jaringan. 1 rad = 100 erg/g = 0,01 Joule/Kg jaringan (Gabriel, 1996).

Untuk sinar-X dan sinar- dosis sebesar 1 rad hampir sama dengan dosis 1 R per gram air. Tetapi untuk jaringan absorbs radiasi akan lebih banyak dari pada air, dan akan memberikan dosis rad yang lebih besar misalnya 1 R sinar X pada tulang = 4 rad. Untuk energi radiasi yang tinggi pada penggunaan *radiotherapy* perbandingan antara rad dan *Roentgen* mendekati 1 baik untuk tulang maupun jaringan (Gabriel, 1996).

Pada tahun 1975 *International Commission on Radiological Unit* (ICRU) memakai Gray (Gy) sebagai dosis satuan Internasional (SI). Pemakaian satuan Gy ini untuk menghormati tuan Harold Gray, seorang fisika kedokteran berkebangsaan Inggris yang menemui efek oksigen pada sel-sel yang diradiasikan. Satu Gy adalah



dosis radiasi apa saja yang menyebabkan penyerapan energi 1 Joule pada 1 Kg zat penyerap maka,  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/Kg} = 10^7 \text{ erg/Kg} = 100 \text{ rad}$  (Gabriel, 1996).

Pada tabel dibawah ini menunjukkan beberapa nilai rad/R untuk jaringan lunak dan tulang energi radiasi yang berlainan.

Catatan :  $1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ Coulomb/Kg udara}$ .

[perpustakaan.uns.ac.id](http://perpustakaan.uns.ac.id)

[digilib.uns.ac.id](http://digilib.uns.ac.id)

**Tabel 2.1. Nilai rad/R Untuk Jaringan Lunak dan Tulang (Gabriel, 1996).**

Tegangan (KV)	Saringan (filter)	Banyaknya Radiasi (rad/R)	
		Jaringan Lunak	Tulang
50	2 mm Al	0,92	4,2
70	2 mm Al	0,92	4,1
100	2 mm Al	0,93	4,0
150	0,5 mm Cu	0,94	2,3
200	1,0 mm Cu	0,95	1,5
200	Thoracus I	0,95	1,5
250	Thoracus II	0,96	1,1
300	Thoracus III	0,96	1,05
Cs 137 (0,66 MeV)		0,96	0,93
Co 60 (1,25 MeV)			
	Rata-rata	0,96	0,92

Pada tabel 2.1. terlihat bahwa dengan energi radiasi yang berlainan variasi rad/R untuk jaringan lunak sangat kecil, sedangkan untuk tulang sangat besar, nilai rad/R sampai 4 kali lebih tinggi untuk energi rendah dari pada energi tinggi. Pada penyinaran 100 KV sinar X, jaringan lunak dan tulang diberi 500 R maka dosis yang diserap tidak sama. Untuk jaringan lunak, dosis  $500 \times 0,93 = 463 \text{ rad} = 4,63 \text{ Gy}$ , sedangkan untuk tulang, dosis  $500 \times 4,0 = 2000 \text{ rad} = 20 \text{ Gy}$  (Gabriel, 1996). Banyaknya radiasi yang diberikan sama akan tetapi dosis yang diserap berlainan.

### 2.2.2. Dosis Serapan

Dosis serapan ( ) merupakan frasa yang tepat untuk menjelaskan besaran yang penting dalam dosimetri radionuklida dengan satuan Gy. Dosis serapan

merupakan energi yang terserap oleh jaringan tubuh persatuan massa (Sgouros, 2005). Dosis serap dapat dirumuskan sebagai berikut :

$$= \dots \quad (1).$$

merupakan banyaknya energi total yang dihasilkan oleh tiap partikel sedangkan merupakan massa suatu jaringan tubuh.

Dosis serapan yang sama tetapi berasal dari jenis radiasi yang berbeda akan memberikan efek biologi yang berbeda pada sistem tubuh. Hal ini terjadi karena daya ionisasi masing-masing jenis radiasi berbeda (Kristiyanti, 2009).

Radioisotop memiliki waktu paruh ( ) tidaklah sama dengan umur hidup ( ). Umur hidup isotop memiliki hubungan yang berkebalikan dengan konstanta peluruhan ( $\lambda$ ) yaitu :

$$= \dots \quad (2).$$

Menurut Lazarine (2006) total bilangan transformasi ( ) dapat dihitung menggunakan persamaan (3) berikut

$$= \dots \quad (3).$$

Dengan adalah aktivitas awal radionuklida (Bq).

Jika total bilangan transformasi dapat ditentukan, maka total dosis serapan pada organ dapat dihitung. Menurut Lazarine (2006) hasil energi deposisi ( ) pada suatu organ (MeV/Trans) dikalikan dengan total bilangan transformasi ( ) dan membaginya dengan massa tiap organ ( ) akan diperoleh nilai dosis serap ( ). Persamaan (1) dapat dituliskan kembali dengan :

$$= \dots \quad (4).$$

Massa tiap organ dapat diketahui dengan mudah, yaitu dengan persamaan (5) berikut ini :

$$= \dots \quad (5).$$

dengan : = densitas organ (gr/cc)  
= volume organ (cc)

= massa organ (gr)

Untuk laju dosis serap ( $\dot{D}$ ) didefinisikan jumlah dosis serapan ( $D$ ) yang terserap tiap satuan waktu ( $t$ ). Untuk persamaan laju dosis serap radiasinya sebagai berikut :

$$\dot{D} = \frac{D}{t} \quad (6)$$

Satuan untuk laju dosis serap adalah  $J.kg^{-1}.s^{-1}$  atau  $Gy.s^{-1}$ .

Hubungan laju dosis dengan dosis serap dapat digunakan untuk menghitung aktivitas radionuklida yang dibutuhkan, yaitu dengan mensubstitusikan persamaan (4) ke persamaan (6) sebagai berikut :

$$\dot{D} = \frac{A \cdot E \cdot t}{m} \quad (7)$$

Dari persamaan (3), disubstitusikan dengan persamaan (7) maka diperoleh :

$$\dot{D} = \frac{A \cdot E \cdot t}{m} \cdot \frac{1}{t} \quad (8)$$

Sehingga diperoleh aktivitas radionuklida yang dibutuhkan untuk mengetahui dosis serapan saat radiasi.

Satuan aktivitas inti dalam SI adalah Becquerel (Bq). Apabila suatu sumber radiasi memancarkan 1 partikel per detik maka aktivitas inti tersebut adalah 1 becquerel. Dengan demikian maka :

$$1 \text{ Becquerel (Bq)} = 1 \text{ peluruhan/ detik}$$

Namun sebelumnya aktivitas ini menggunakan satuan Curie (Ci), dimana 1 Curie didefinisikan sebagai :

$$1 \text{ Curie (Ci)} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ peluruhan/ detik}$$

Hubungan antara satuan Becquerel (Bq) dengan satuan Curie (Ci) adalah sebagai berikut :

$$1 \text{ Curie (Ci)} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Becquerel (Bq)}$$

atau

$$1 \text{ Becquerel (Bq)} = 2,7027 \cdot 10^{-13} \text{ Curie (Ci)}$$



### 2.3. Interaksi Foton dengan Materi

Interaksi foton dengan materi pada jaringan tubuh dapat menyebabkan ionisasi materi penyusunnya sehingga timbul ion diantaranya  $H^+$  dan  $OH^-$  yang sangat reaktif. Ionisasi merupakan peristiwa lepasnya elektron dari ikatannya karena menyerap energi eksternal. Ion itu dapat bereaksi dengan molekul DNA dalam kromosom, sehingga menurut Kirk dan Ribbons (2004) dapat terjadi reaksi ganda DNA pecah, perubahan *cross-linkage* dalam rantai DNA, serta perubahan basa yang menyebabkan degenerasi atau kematian sel.

Dosis lethal dan kemampuan memperbaiki kerusakan pada sel-sel kanker lebih rendah daripada sel-sel normal, sehingga akibat radiasi sel-sel kanker lebih banyak yang mati dan yang tetap rusak dibandingkan dengan sel-sel normal. Sel-sel yang masih bertahan hidup akan memperbaiki kerusakan DNA-nya sendiri-sendiri. Kemampuan memperbaiki DNA sel normal lebih baik dan lebih cepat dibandingkan sel kanker. Keadaan ini dipakai sebagai dasar untuk radioterapi pada kanker (Kirk dan Ribbons, 2004). Dijelaskan oleh Kumar (1996), ionisasi mempunyai kekuatan untuk menghancurkan keutuhan sel dengan cara :

1. Hasil atau benturan dari radiasi terhadap nucleus.
2. Perubahan kimia yang dipicu oleh ionisasi radiasi.

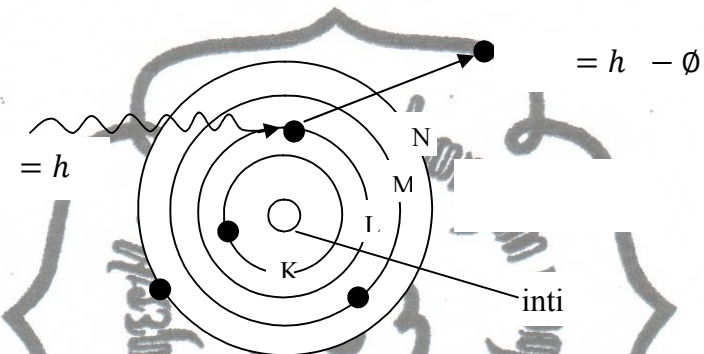
Pada penyinaran akan terjadi pemindahan atau penyerapan energi radiasi ke dalam materi/ jaringan tubuh yang disinari. Berdasarkan energi radiasi yang diserap maka dibagi 3 proses absorpsi radiasi yaitu efek fotolistrik, Hamburan Compton dan produksi pasangan. Ketiga proses di atas menyebabkan elektron terionisasi atau tereksitasi. Jika tereksitasi kemudian dilanjutkan dengan de-eksitasi, terjadilah proses pancaran radiasi gelombang elektromagnetik. Bergantung pada materi yang berinteraksi, jenis gelombang elektromagnetik yang dipancarkan dapat berupa cahaya tampak atau sinar-X.

### 2.3.1. Efek Fotolistrik

Efek fotolistrik merupakan peristiwa terlepasnya elektron atom karena ditumbuk oleh foton. Pada peristiwa fotolistrik, sebuah foton diserap oleh elektron orbit yang terikat dalam atom. Tenaga foton diberikan kepada elektron sebagian untuk melepaskan diri dari orbit atom dan sisanya digunakan untuk bergerak sebagai tenaga kinetik (Beiser, 1995). Pada penyinaran, energi radiasi akan diserap seluruhnya. Energi yang diserap itu dipergunakan untuk mengeluarkan elektron dari ikatan inti. Peristiwa ini dialami elektron-elektron pada kulit bagian dalam misalnya kulit L. Elektron yang dikeluarkan atau terpancar keluar dinamakan fotoelektron dengan membawa energi sebesar  $h\nu - \phi$ . Ditunjukkan dalam persamaan (9) :

$$K = h\nu - \phi \quad (9).$$

$K$  merupakan besarnya energi kinetik elektron,  $h\nu$  adalah energi foton harus sekurang-kurangnya sama dengan energi ikat elektron yang berinteraksi. Efek fotolistrik secara skematis dapat dilihat pada Gambar 2.2.



Gambar 2.2. Skema Efek Fotolistrik (Desi dan Munir, 2001)

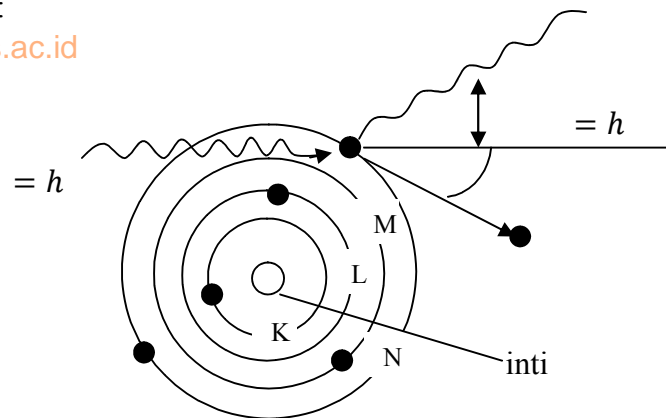
### 2.3.2. Hamburan Compton

Hamburan Compton terjadi antara foton dan sebuah elektron bebas atau hampir bebas, yaitu yang terdapat pada kulit terluar sebuah atom. Foton akan menyerahkan sebagian energinya pada elektron untuk bergerak dan foton akan terhambur dengan sudut sebesar  $\theta$  terhadap arah gerak foton datang (Beiser, 1995).

Energi radiasi hanya sebagian saja diserap untuk mengeluarkan elektron dari atom (fotoelektron) sedangkan sisa energi akan terpancar sebagai “*scattered radiation*” atau hamburan radiasi dengan energi yang lebih rendah daripada energi semula (Gabriel, 1996). Skema hamburan Compton dapat dilihat pada Gambar 2.3. dibawah ini :

perpustakaan.uns.ac.id

digilib.uns.ac.id



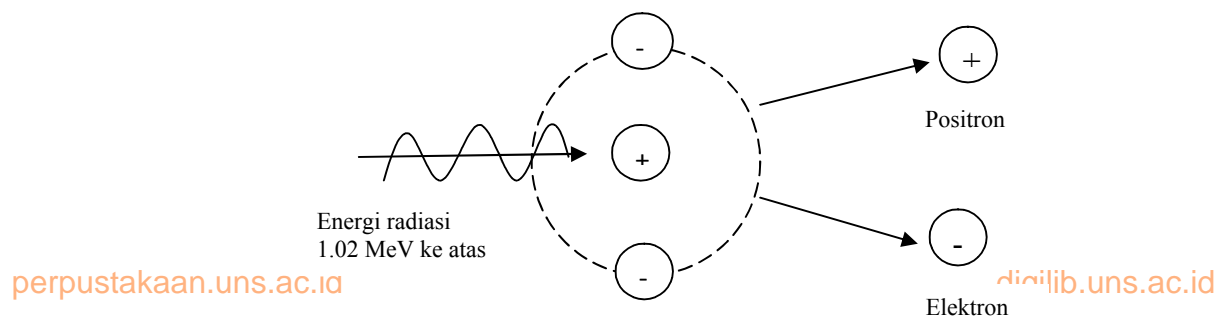
**Gambar 2.3. Skema Hamburan Compton (Desi dan Munir, 2001).**

Dari gambar di atas dapat dilihat bahwa foton terhambur dengan sudut  $\theta$  sedangkan elektron akan bergerak membentuk sudut  $\phi$  terhadap arah datang foton mula-mula (Beiser, 1995). Hubungan antara foton gelombang datang ( $\lambda$ ), foton terhambur ( $\lambda'$ ) dan arah hambur ( $\theta$ ) ditunjukkan dalam persamaan (10) :

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_0 c} (1 - \cos \theta) \quad (10).$$

### 2.3.2. Produksi Pasangan

Interaksi ini terjadi antara foton dengan inti atom materi. Produksi pasangan terjadi jika sebuah foton bergerak di dekat inti atom. Pada proses ini foton hilang dan sebagai gantinya terbentuk sepasang elektron dan positron. Kedua partikel tersebut bergerak dengan arah saling berlawanan. Oleh karena massa kedua partikel sama, maka agar dapat terjadi peristiwa pembentukan pasangan, foton harus memiliki tenaga minimum sebesar 1,022 MeV. Skema pembentukan sepasang electron-positron dapat dilihat pada gambar 2.4. dibawah ini :



Gambar 2.4. Pembentukan sepasang electron-positron (Erie Wijaya, 1976).

#### 2.4. Radionuklida $^{60}\text{Co}$

Radioisotop atau isotop adalah apabila suatu unsur tersebut dapat memancarkan radiasi. Pada umumnya radioisotop yang digunakan untuk berbagai keperluan, seperti dibidang pertanian, kedokteran dan industri. Oleh karena itu radioisotop yang diperlukan harus dibuat lebih dahulu melalui suatu reaksi inti yang sesuai. Dengan demikian dapat dikatakan bahwa tujuan utama produksi radioisotop ialah menyediakan unsur atau senyawa radioaktif tertentu yang memenuhi persyaratan sesuai dengan maksud penggunaannya (Suyatno, 2010).

Cobalt-60 ( $^{60}\text{Co}$ ) adalah suatu isotop radioaktif dari unsur cobalt. Cobalt dihasilkan dengan cara penangkapan neutron oleh unsur  $^{59}\text{Co}$ . Unsur  $^{60}\text{Co}$  meluruh dengan memancarkan beta negatif dengan isotop stabil  $^{60}\text{Ni}$ . Atom Ni yang diaktifkan memancarkan dua sinar gamma dengan energi 1,17 MeV dan 1,33 MeV. Skema reaksi inti dalam pembentukan radioisotop  $^{60}\text{Co}$  ditunjukkan oleh persamaan (11) :



Pada persamaan (11) ditunjukkan bahwa  $^{60}\text{Co}$  terbentuk dari reaksi penangkapan neutron oleh  $^{59}\text{Co}$ .

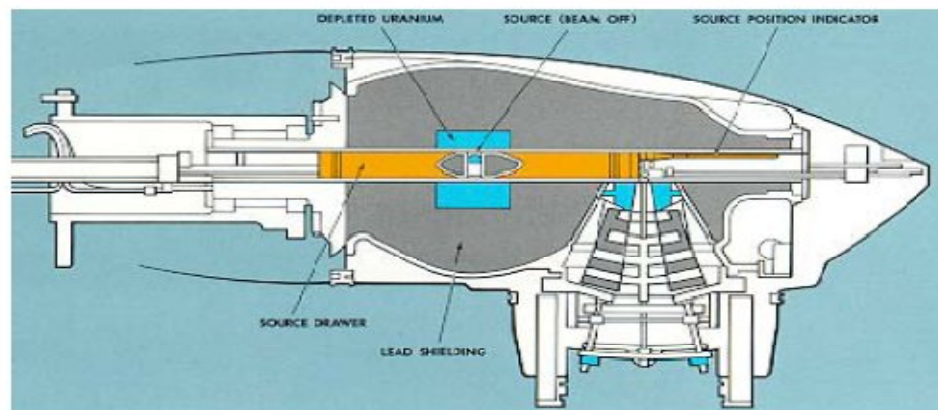
Radiasi- energi rendah merupakan radiasi yang efektif untuk penanganan kanker dalam tubuh dan memiliki efek samping yang kecil. Dengan energi- rendah

maka semua energi radiasi akan diserap seluruhnya oleh proses interaksi foton dengan materi (efek fotolistrik, hamburan Compton dan bentukan pasangan) sehingga radiasi- yang lolos masuk ke dalam jaringan sehat relatif kecil (Ikawati, 2010).

Keunggulan  $^{60}\text{Co}$  yaitu memancarkan radiasi elektromagnetik. Radiasi ini dapat menimbulkan kerusakan sebesar mungkin pada jaringan kanker dan sekecil mungkin pada jaringan normal (Suhartono, 1990).

## 2.5. Pesawat Teleterapi $^{60}\text{Co}$

Pada tahun 1951 diproduksi untuk pertama kalinya dua sumber  $^{60}\text{Co}$  ada suatu reaktor nuklir di Kanada. Sumber ini yang menjadi cikal bakal pemanfaatan  $^{60}\text{Co}$  untuk radioisotop teleterapi, menggantikan radioisotop Radium. Dalam penggunaannya,  $^{60}\text{Co}$  memberikan dosis yang kecil pada permukaan tubuh manusia. Namun disamping itu, terdapat beberapa kelemahan yaitu penumbra yang cenderung besar sehingga diperlukan pemeriksaan bulanan untuk mengetahui peluruhannya dan sumber harus diganti setiap lima tahun serta energi outputnya monoton (Rei, 2008).



**Gambar 2.5. Head Sumber Pesawat Teleterapi  $^{60}\text{Co}$  dan Bagian-bagiannya**  
(*International Atomic Energy Agency, 1993*)

Badan pesawat teleterapi  $^{60}\text{Co}$  terbuat dari kontainer baja dengan selubung timbal. Di bagian tengah kepalanya pesawat tersimpan sumber radiasi  $^{60}\text{Co}$  dan



*source device* yang mengatur posisi sumber jika akan digunakan untuk terapi. Pada saat penyinaran radiasi, kolimator yang ada di dalam pesawat teleterapi  $^{60}\text{Co}$  akan membuka pada ukuran tertentu bergantung pada luas lapangan radiasi. Kolimator merupakan alat pengatur/pembatas ukuran lapangan penyinaran sesuai kebutuhan (tergantung ukuran atau dimensi kanker).

*Source device* digerakan hingga sumber mengarah dan mendekati ke bukaan kolimator. Jumlah radiasi elektromagnetik yang dipancarkan  $^{60}\text{Co}$  melalui suatu daerah (kolimator) per detik relatif terhadap suatu sumber standar didefinisikan sebagai flux yang terpancar (*luminous flux*). Satuan pengukurannya yaitu *lumen* (lm) yang didefinisikan sebagai suatu sumber yang memancarkan 1 cd ke sudut ruang sebesar 1 *steradian* ( $1 \text{ lumen} = 1 \text{ cd/sr}$ ). Sementara sudut ruang diberikan sebagai ratio dari luas permukaan bola dengan besar radiusnya.

Satuan SI sudut ruang adalah steradian (sr) yang didefinisikan sebesar  $4\pi$  sr untuk seluruh permukaan bola. Hal ini diperoleh sebelumnya bahwa bola dengan jari-jari R memiliki luas permukaan sebesar  $4\pi R^2$ , sehingga besarnya sudut ruang bola yaitu :

$$\begin{aligned} \Omega &= \frac{A}{R^2} \\ &= \frac{4\pi R^2}{R^2} \\ &= 4\pi \end{aligned} \quad (12).$$

Sedangkan besarnya sudut ruang dari pesawat teleterapi  $^{60}\text{Co}$  yaitu luasan dari kolimator ( $A$ ) di bagi dengan jarak kolimator ( $R$ ) dari sumber dikuadratkan. Dapat dirumuskan pada persamaan (13) sebagai berikut :

$$\Omega = \frac{A}{R^2} \quad (13).$$

Hubungan dari sudut ruang bola untuk definisi sumber dengan sudut ruang pesawat teleterapi  $^{60}\text{Co}$  digunakan untuk menghitung efisiensi aktivitas yang keluar melalui kolimator. Maka besarnya efisiensi dapat di hitung sebagai berikut :

$$\text{Efisiensi} = \frac{\Omega}{4\pi} \times 100\% \quad (14).$$

Sehingga efisiensi aktivitas yang keluar dari kolimator dapat dihitung.

## 2.6. MCNP5

### 2.6.1. MCNP (*Monte Carlo N-Particle*)

Kode komputer *Monte Carlo N-Partikel* (MCNP) adalah sebuah kode transport partikel dengan kemampuan tiga dimensi dan pemodelan sumber. MCNP menggunakan metode Monte Carlo untuk analisis numerik. Metode Monte Carlo member solusi numerik untuk mengatasi permasalahan yang terdapat pada pemodelan objek, termasuk keadaan sekitar objek dan interaksi yang terjadi didalamnya. Metode ini sangat akurat pada semua dimensi dan banyak kasus yang berkaitan dengan transport partikel. Monte Carlo mensimulasikan perjalanan foton dan electron pada suatu medium (Mostaar, *dkk.*, 2003). Kode ini dapat diterapkan pada reactor fisika, pelindung (*shielding*), sifat kritis reaktor (Julian, 2001), lingkungan pembersihan limbah nuklir, pencitraan medis (Yazdani dan Mowlavi, 2007), dan berbagai bidang terkait lainnya (X-5 Monte Carlo Team, 2003). Monte Carlo melakukan *sampling* secara random statistik dari semua bilangan. Hal ini dianalogikan dengan teknik *gambling* perjudian (X-5 Monte Carlo Team, 2003).

Metode monte Carlo merupakan metode numerik statistik yang digunakan untuk menyelesaikan masalah-masalah yang tidak mungkin diselesaikan secara analitik. MCNP5 merupakan salah satu versi MCNP yang diaplikasikan untuk membuat simulasi interaksi partikel tidak bermuatan listrik yaitu neutron dan foton (X-5 Monte Carlo Team, 2003). *Software* komputer ini telah teruji baik dalam mensimulasi perjalanan partikel maupun foton di dalam material di bidang medis yang pernah dilakukan oleh Yazdani *dkk.* (2007), Mostaar *dkk.* (2003), Sgouros (2005), Pourbeigi *dkk.* (2004), dan Robinson (2003).

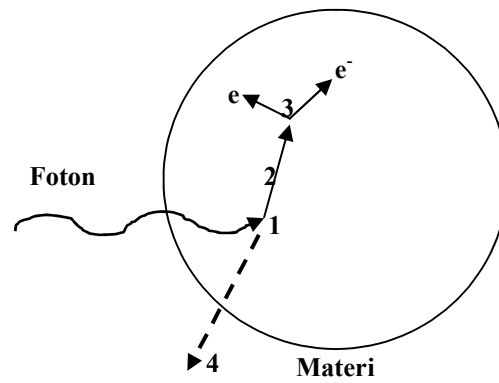
Pengguna membuat suatu input file yang kemudian dibaca oleh MCNP. File ini mengandung informasi tentang permasalahan dalam suatu area, seperti detail geometri, deskripsi material dan peilihan tampang lintang, letak dan jenis sumber neutron, foton atau elektron, jenis *tally* dan teknik untuk meningkatkan efisiensi. File input ditulis menggunakan *Visual Editor (Vised)*. Cara untuk menginstal *software* MCNP *Vised* dapat dilihat pada Lampiran 2.



MCNP mengikuti kejadian partikel yang sebenarnya dari partikel hidup ketika dilepaskan dari sumbernya sampai partikel mati (karena lepas, terserap, dan sebagainya) sebagaimana ditunjukkan pada gambar 2.6. Metode ini memanfaatkan *probabilitas* distribusi sampel secara acak menggunakan data transport untuk menggambarkan perjalanan partikel.

[perpustakaan.uns.ac.id](http://perpustakaan.uns.ac.id)

[digilib.uns.ac.id](http://digilib.uns.ac.id)



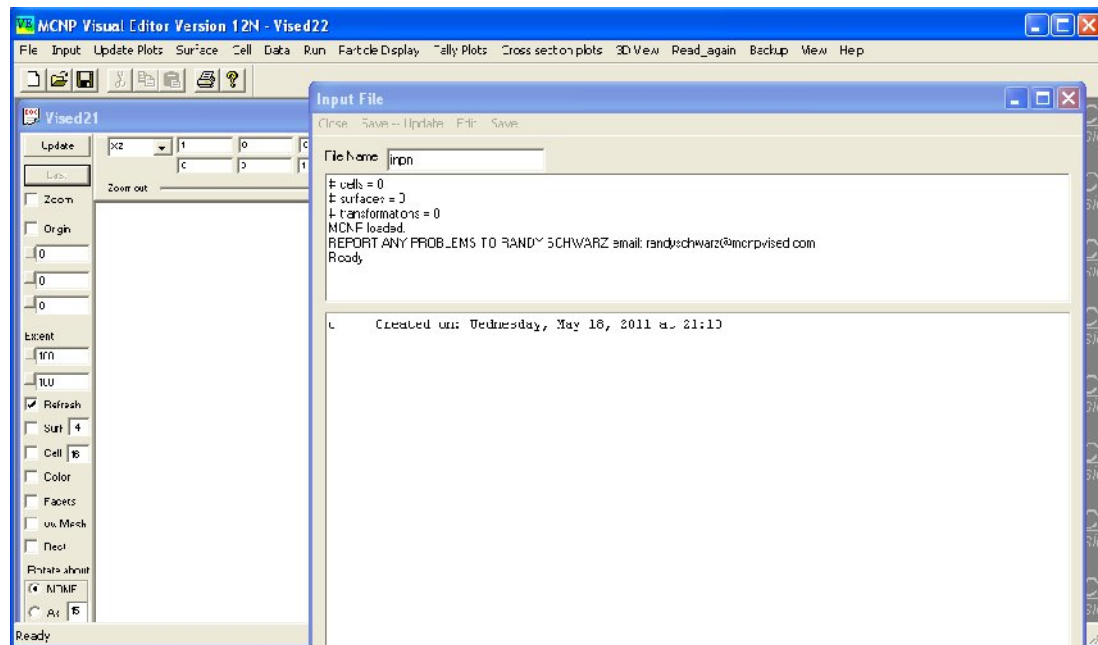
**Gambar 2.6. Perjalanan Random Sebuah Foton Datang Mengenai Material**

Gambar 2.6. menunjukkan perjalanan acak foton yang datang melewati material. Pada contoh khusus ini, tumbukan foton terjadi pada tempat 1. Foton dihamburkan pada arah yang ditunjukkan, yang dipilih secara acak dari distribusi hamburan. Foton yang mungkin dihasilkan, untuk sementara disimpan untuk analisis berikutnya. Pada kondisi 1 terjadi hamburan Compton yang menghasilkan dua kemungkinan peristiwa yaitu 1 foton keluar dari sistem pada posisi 4 atau satu foton terhambur. Foton hasil efek Compton yang pertama menghasilkan pasangan elektron dan positron serta hamburan foton. Setelah foton mengalami hamburan berkali-kali, pada tumbukan foton dan materi akan menghasilkan efek fotolistrik sehingga tenaga foton habis dan foton hilang. Foton yang disimpan tadi, sekarang kembali dan dengan sampling acak, keluar dari luasan material pada keadaan 2 hingga mengalami keadaan 4.

## 2.6.2. Visual Editor (Vised)

*Visual Editor (Vised)* dikembangkan untuk membantu pengguna dalam menciptakan file input MCNP menggunakan menu button (Carter dan Schwar, 2003). *Vised* memungkinkan pengguna untuk dengan mudah mengatur dan mengubah tampilan geometri. Hasil pemodelan dapat dilihat pada jendela *Vised*. Tersedia pilihan menu yang memungkinkan memasukkan informasi secara cepat dan dapat memvisualisasi bentuk geometrinya.

Tampilan awal ketika membuka MCNP *Vised* ditunjukkan dalam gambar 2.7. *Vised* terdiri dari beberapa menu utama yaitu *file*, *input*, *update plot*, *surface*, *cell*, *data*, *run*, *particle display*, *tally plots*, *cross section plots*, *3D view*, *read again*, *back up*, *view* dan *help*. Gambar *star-up* konfigurasi *Vised* sebagai berikut :



Gambar 2.7. *Star-up* Konfigurasi *Vised* (Carter dan Schwars, 2003)

## 2.6.3. Tally MCNP

Pemilihan *tally* digunakan untuk menentukan jenis hasil keluaran yang diharapkan dari MCNP5. Informasi yang diinginkan dapat diperoleh dari satu atau lebih kartu *tally*. Banyak spesifikasi kartu *tally* yang menggambarkan *tally* “bins”.

Beberapa contoh kartu energi (En), waktu (Tn), *cosine* (Cn). *Tally* didefinisikan dengan tipe *tally* dan tipe partikel yang menyertainya. Informasi dalam *tally* selalu terkait dengan kartu data sebelumnya, termasuk pada jenis partikel yang digunakan.

Untuk mendapatkan hasil *tally* saja cukup menggunakan *tally* Fn. *Tally* pada MCNP5 meliputi *tally* nomor 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, dan 8 atau kelipatan dengan nomor akhir yang sama dengan *tally* yang dipilih. Masing-masing *tally* memiliki tujuan kalkulasi numerik yang berbeda-beda. Jenis *tally* Fn yang disediakan oleh MCNP5 sebagaimana dituliskan pada Tabel 2.2. berikut ini :

**Tabel 2.2. Jenis *tally* Fn dan Modifikasi *Tally* (X-5 Monte Carlo Team, 2003)**

<i>Tally</i>	Mode partikel	Deskripsi	Units	Modifikasi <i>tally</i>	Units
F1	:N, :P, :E	Arus permukaan	Partikel	*F1	MeV
F2	:N, :P, :E	Fluks permukaan	Partikel/cm <sup>2</sup>	*F2	MeV/cm <sup>2</sup>
F4	:N, :P, :E	Panjang lintasan yang diperkirakan berdasarkan fluks	Partikel/cm <sup>2</sup>	*F4	MeV/cm <sup>2</sup>
F5	:N, :P	Fluks dari sumber titik atau cincin detector	Partikel/cm <sup>2</sup>	*F5	MeV/cm <sup>2</sup>
F6	:N, :P, :N,P	Panjang lintasan yang diperkirakan berdasarkan energi deposisi	MeV/g	*F6	Jerks/g
F7	:N	Panjang lintasan yang diperkirakan berdasarkan deposisi energi fisi	Mev/g	*F7	Jerks/g
F8	:N, :P, :E, :P,E	Pulsa <i>tally</i> tinggi	Pulsa	*F8 +F8	MeV Muatan

## BAB III METODOLOGI PENELITIAN

### 3.1. Waktu dan Tempat Penelitian

Waktu penelitian dilakukan selama semester Februari-Juli 2011. Tempat penelitian dapat dilakukan dimana saja, tetapi dengan perangkat komputer atau laptop yang ada *software* MCNP5.

### 3.2. Alat dan Bahan

1. Seperangkat Personal Computer dengan
  - Sistem Operasi : Microsoft Windows XP<sup>®</sup> Profesional
  - Memori : 248 MB RAM
  - Software : MCNP5<sup>®</sup>, Microsoft Office Excel<sup>®</sup> 2007, Microsoft Office Word<sup>®</sup> 2007.
2. Data
  - Bahan dan densitas material untuk pemodelan wanita *phantom* ORNL-MIRD versi 1996.
  - Input model wanita *phantom* ORNL-MIRD.
  - Data laju dosis yang ada di Rumah Sakit Moewardi Surakarta

### 3.3. Prosedur Pembuatan Simulasi

Pembuatan simulasi *radiotherapy* payudara ini dilakukan dengan metode Monte Carlo program MCNP versi 5. Simulasi yang dikerjakan pada skripsi ini adalah pembuatan geometri wanita Indonesia *phantom* model ORNL-MIRD versi 1996 seperti yang dikeluarkan komite MIRD. Simulasi *radiotherapy* payudara dilakukan untuk mengetahui dosis serapan pada payudara, tulang rusuk dan paru-paru saat radiasi radionuklida <sup>60</sup>Co dipancarkan dengan memvariasi jarak dari 60, 80 dan 100 cm.

Prosedur pembuatan simulasi ini meliputi tiga tahap yaitu, pembuatan geometri wanita *phantom* model ORNL-MIRD versi 1996, mendefinisikan sumber radiasi serta posisi sumber radiasi, dan pemilihan *tally* pada \*F8 supaya mendapatkan hasil berupa distribusi energi dalam satuan MeV. Ketiga tahap tersebut akan dibahas lebih lanjut pada subbab berikutnya.

Dalam pembuatan simulasi diperlukan cara yang sama ketika membuat input baru. Langkah-langkah yang harus diperhatikan dalam pembuatan input yaitu harus dilakukan secara berurutan. Tahapan yang dilakukan meliputi :

1. Pembuatan *surface* dan ukuran *surface*. *Surface* merupakan suatu batasan lapisan atau garis yang mengelilingi suatu *cell*. Dalam pembuatan *surface* juga harus diperhatikan bentuk, ukuran dan posisi *surface*.
2. Pembuatan input material. Input material yang diperlukan meliputi nomor atom penyusun material, fraksi massa dan densitas material.
3. Pembuatan *cell* atau ukuran *cell*. *Cell* merupakan suatu ruang atau bentuk tertutup yang dibatasi oleh satu atau lebih *surface*. Dalam pembuatan suatu *cell* diperlukan juga definisi material dan densitas *cell* tersebut.
4. Pemilihan mode partikel yang digunakan. Dalam simulasi ini, digunakan mode partikel yang dideteksi adalah foton(P) dan elektron (E).
5. Pembuatan data transformasi.
6. Pendefinisian sumber radioaktif termasuk posisi sumber dengan jarak yang divariasi.
7. Pemilihan *tally*.

### 3.3.1. Model Geometri *Phantom*

Geometri dan definisi material yang digunakan dalam pemodelan *phantom* ORNL-MIRD sangatlah penting dalam simulasi *radiotherapy* payudara. Dalam pembuatan geometri selalu dibutuhkan data input yang diperlukan meliputi densitas, material penyusun, bentuk dan ukuran *surface* serta *cell*. Geometri *phantom* model ORNL-MIRD merupakan bentuk geometri tubuh manusia yang terdiri dari 3 bagian utama tubuh yaitu bagian kepala, bagian badan dan kaki. Pada model ini disertakan

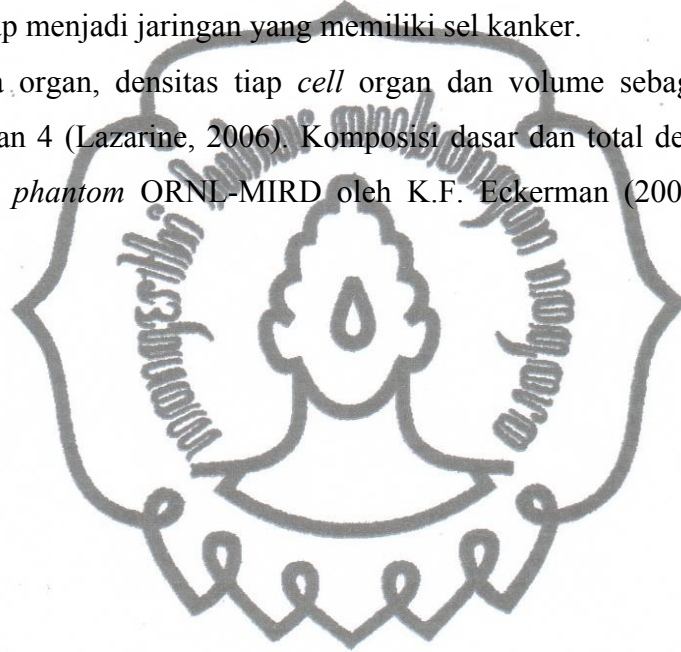


pula lima bagian organ dalam tubuh lainnya yang dianggap penting yaitu payudara, jantung, paru-paru, kolon menurun dan kolon sigmoid.

Geometri *phantom* terdiri dari tiga bagian utama yaitu: (1) sebuah silinder ellips untuk menunjukkan badan dan lengan, (2) dua buah lingkaran kerucut yang terpotong ujungnya menggambarkan anggota gerak kaki, dan (3) sebuah silinder melingkar yang diletakkan pada batas setengah silinder ellips menggambarkan leher dan kepala. Di bagian badan yang merupakan permukaan datar dari kepala dan kaki tertempel payudara.

Ukuran diameter payudara normal wanita dewasa Asia adalah 16-22 cm dengan massa 200 gram ([www.sribd.com/perwatan-payudara](http://www.sribd.com/perwatan-payudara)). Dalam simulasi ini pemodelan payudara dibuat berupa *cell* setengah bola dengan jari-jari 10,5 cm, densitas 1,04 g/cm<sup>3</sup> dan terletak di depan paru-paru pada posisi (8.63, -8.485, 46.87) untuk payudara kiri, sedangkan untuk payudara kanan (-8.63, -8.485, 46.87). Komposisi penyusun payudara disamakan dengan komposisi jaringan lunak (*soft tissue*) dengan volume 347 cc. Pada kasus penelitian ini, jaringan payudara kanan telah dianggap menjadi jaringan yang memiliki sel kanker.

Data organ, densitas tiap *cell* organ dan volume sebagaimana dituliskan pada Lampiran 4 (Lazarine, 2006). Komposisi dasar dan total densitas organ tubuh untuk model *phantom* ORNL-MIRD oleh K.F. Eckerman (2002) dituliskan pada table 3.1.



**Tabel 3.1. Komposisi Dasar dan Densitas Organ Tubuh Model *Phantom* ORNL-MIRD (Eckerman, 2002)**

Komponen	Persen massa		
	Jaringan lunak	Tulang	Lung
H	10,454	7,337	10,134
C	22,663	25,475	10,238
N	2,490	3,057	2,866
O	63,525	47,893	75,752
F	0	0,025	0
Na	0,112	0,326	0,184
Mg	0,013	0,112	0,007
Si	0,030	0,002	0,006
P	0,134	5,095	0,080
S	0,204	0,173	0,225
Cl	0,133	0,143	0,266
K	0,208	0,153	0,194
Ca	0,024	10,190	0,009
Fe	0,005	0,008	0,037
Zn	0,003	0,005	0,001
Rb	0,001	0,002	0,001
Sr	0	0,003	0
Zr	0,001	0	0
Pb	0	0,001	0
<b>Densitas</b>	<b>g/cm<sup>3</sup></b>	<b>g/cm<sup>3</sup></b>	<b>g/cm<sup>3</sup></b>

### 3.3.2. Model Sumber Radiasi

Definisi sumber diperlukan untuk mensimulasikan perjalanan partikel. Dalam simulasi ini sumber radiasi dimodelkan dalam bentuk posisi berkas partikel yang dipancarkan ke payudara, tulang rusuk dan paru-paru. Definisi sumber yang diperlukan sebagai inputan MCNP5 adalah jenis partikel yang dipancarkan, energi dan kelimpahan partikel, arah berkas partikel, dan geometri yang berupa posisi dan bentuk sumber radioaktif. Sumber radiasi yang digunakan dalam percobaan ini diperhatikan dalam table 3.2.



**Tabel 3.2. Data Sumber Radiasi Untuk Input MCNP5**

Sumber	Keterangan
Nuklida	$^{60}\text{Co}$
Jarak radiasi	60, 80 dan 100 cm
Energi $^{60}\text{Co}$	1,17 MeV dan 1,33 MeV
Jenis partikel	Foton dan Elektron
Penempatan sumber	Sebelah kanan dan sejajar dengan payudara kanan (x (yang divariasi) ; y = -8.485 ; z = 46,87)

### 3.3.3. Model Pulsa Distribusi Energi

*Tally* F8 digunakan untuk menghitung pulsa distribusi energi yang didapatkan dari tangkapan radiasi oleh detektor. *Tally* F8 disebut juga *tally* tinggi pulsa. Kartu F8 digunakan untuk memasukkan data *cell*. Nilai energi total yang dideposisi oleh keseluruhan foton disimpan di dalam energi bin. Di dalam MCNP5 nilai energi yang terakumulasi tersebut dinyatakan dalam file MCTAL.

Energi foton dan elektron yang terdeposisi dapat dihitung secara simultan sesuai keinginan atau dihitung sendiri-sendiri bergantung pada mode partikel yang digunakan. Telah dituliskan pada Tabel 2.1. mode partikel pada *tally* F8 adalah :N untuk neutron, :P untuk foton, :E untuk elektron, dan :P,E digunakan untuk elektron dan foton secara simultan. Pada penelitian ini digunakan mode :P,E untuk mengetahui karakteristik foton dan elektron apabila berinteraksi dengan material. Tanda asterisk (\*) pada F8 mengubah nilai *tally* dari *tally* pulsa tinggi dengan satuan “pulse” ke *tally* deposisi energi tiap satuan muatan elektron dengan satuan “MeV”.

### 3.3.4. Prosedur Pembuatan File Input dan Pengolahan Data

*Listing* input yang digunakan pada penelitian ini dapat dilihat pada Lampiran 5. Langkah pembuatan input diawali dengan pembuatan *surface card* atau kartu permukaan, yang menggunakan tampilan permukaan dari geometri model. Isi dari kartu *surface* adalah jenis *surface* dan dimensinya. Di bawah *surface card* dilanjutkan dengan *cell card* yang didalamnya berisi spesifikasi ruang antar *surface* yang meliputi densitas material, definisi material dan nama tiap *cell*. Di bawah *cell*

*card* didefinisikan sumber radiasi dan dilanjutkan dengan perintah pemilihan *tally*. Luaran hasil perhitungan MCNP disimpan dalam file bernama *mctal*. Contoh isi file *mctal* dapat dilihat pada Lampiran 6.

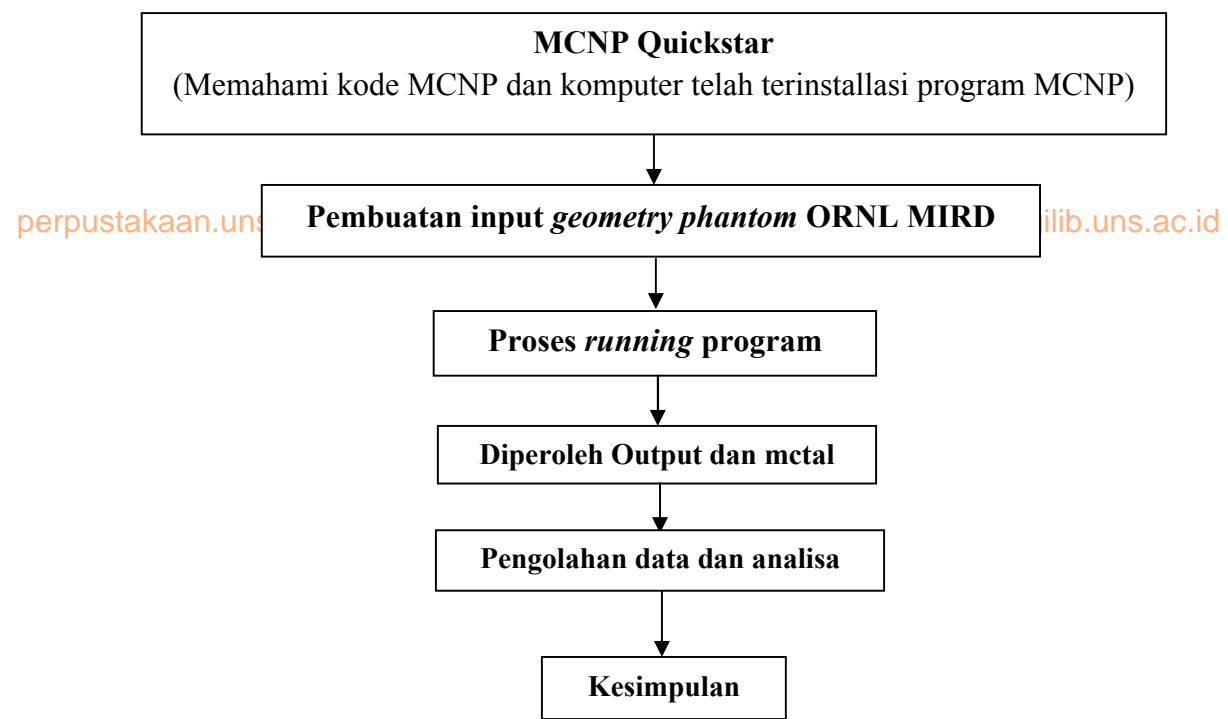
*Mctal* berisi tentang deposisi per transformasi dari hasil eksekusi simulasi. Selain itu terdapat pula nilai *relative error* dan *tally fluctuation chart* (tfc). TFC merupakan bin beberapa fluktuasi *tally*. Variasi dari simulasi yang dibuat adalah posisi berkas partikel yang dipancarkan ke payudara, tulang rusuk dan paru-paru. Posisi berkas partikel dipilih berdasarkan letak organ payudara kanan, dengan jarak yang divariasi dari sisi kanan. Setiap perubahan variasi posisi partikel yang dipancarkan selanjutnya di *run* dan dibuat perhitungan dosis serapan pada keempat organ yaitu payudara, tulang rusuk, paru-paru kanan serta paru-paru kiri.

Hasil eksekusi simulasi dalam *mctal* menampilkan nilai ( ) dalam satuan MeV/trans. Luaran yang berupa energi deposisi per transformasi ( ) tersebut masih harus diolah lagi untuk mendapatkan nilai dosis serapan melalui perhitungan.

Dalam kasus ini total aktivitas adalah banyaknya radiasi yang keluar dari kolimator. Untuk *radiotherapy* payudara di Rumah Sakit Moewardi Surakarta menggunakan ukuran rata-rata 4 cm x 14 cm, dan maksimum kolimator yaitu 35 cm x 35 cm. Untuk mengetahui total aktivitas yang keluar dari kolimator, dihitung menggunakan persamaan (8) dengan laju dosis serap sebesar 2,3569 Gy/menit sesuai dengan di Rumah sakit Moewardi Surakarta. Sedangkan waktu radiasi divariasi dari 5, 10, 15, 20 dan 25 menit. Untuk massa organ digunakan massa organ payudara, tulang rusuk dan paru-paru, juga digunakan energi yang diserap tiap organ yang diperoleh dari hasil *running* simulasi.

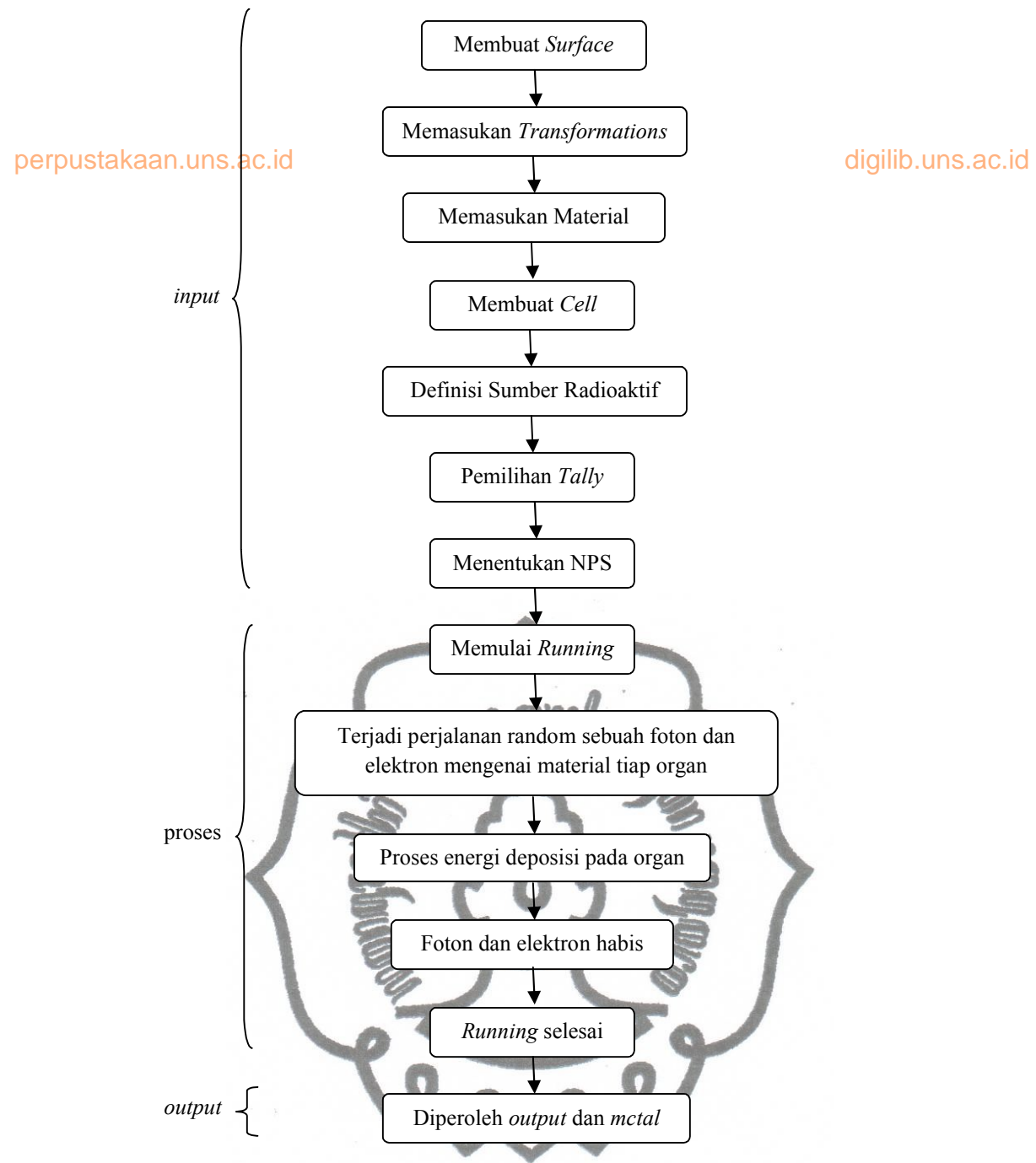
Menghitung sudut ruang dari alat teteterapi tersebut dengan persamaan (13) dengan jarak kolimator ke sumber  $^{60}\text{Co}$  yaitu 4,7 cm dari pesawat *radiotherapy* yang ada di Rumah Sakit Moewardi Surakarta. Selanjutnya dihitung efisiensi sudut alat teteterapi dengan sudut ruang bola ( $4\pi$ ) dengan persamaan (14). Sedangkan sudut bola diperoleh dari persamaan (12). Maka besarnya aktivitas yang digunakan melalui kolimator dapat diketahui dari persamaan (8) dikalikan dengan hasil dari persamaan (14).

Berikut ini alur kerja penelitian sebagai berikut :



**Gambar 3.1. Diagram Alur Kerja Penelitian**

Sedangkan alur dari program pembuatan simulasi geometri *phantom* yaitu sebagai berikut :



Gambar 3.2. Diagram Alur dari Simulasi Pembuatan Geometri *Phantom*

## BAB IV

### HASIL DAN PEMBAHASAN

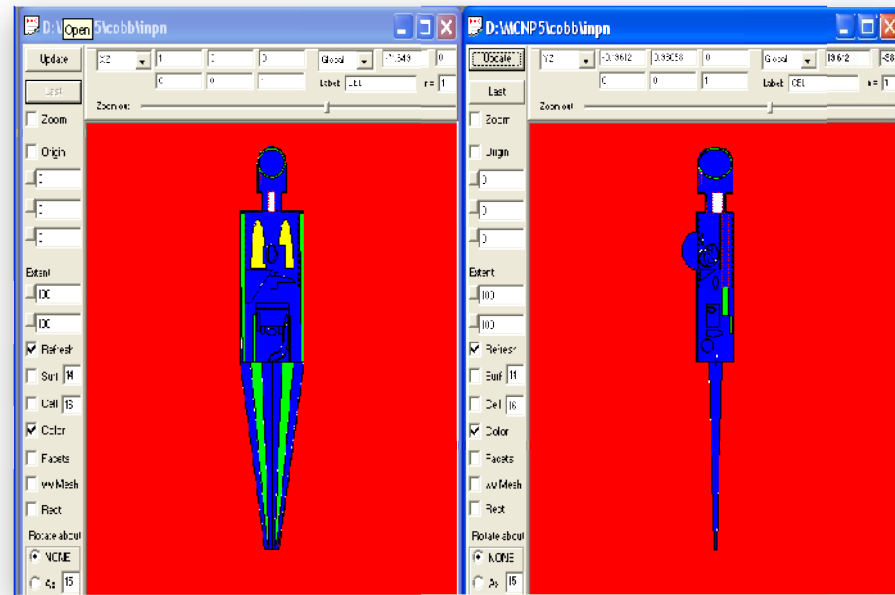
Pada penelitian ini telah berhasil dibuat simulasi *radiotherapy* payudara untuk mengetahui dosis serapan pada payudara, tulang rusuk dan paru-paru. Pemilihan tulang rusuk dan paru-paru sebagai pokok permasalahan dari skripsi ini dikarenakan posisi tulang rusuk dan paru-paru saling berdekatan, yaitu payudara berada di atas tulang rusuk kemudian di bawahnya ada paru-paru.

Simulasi yang telah berhasil dibuat ini menjelaskan tentang pemodelan geometri tubuh wanita Indonesia yang sebelumnya telah dibuat oleh komite MIRD. Komite ini, juga memberikan formula perhitungan dosis serapan.

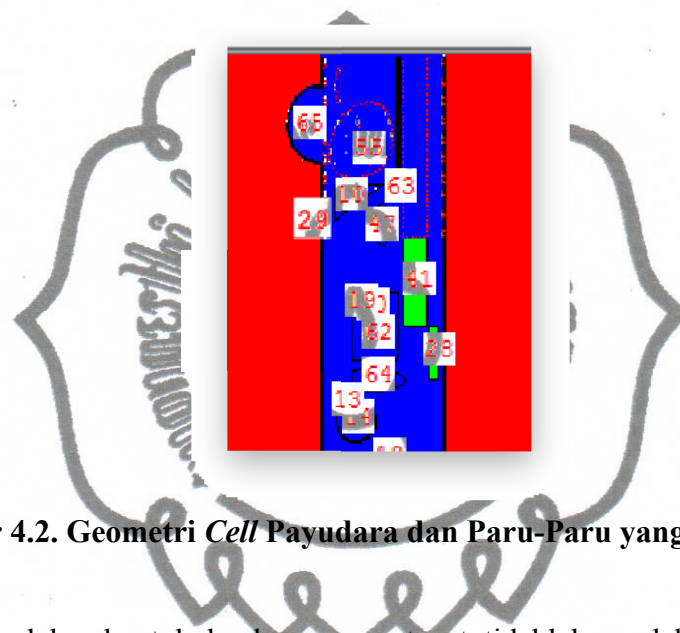
Ketika input data telah jadi dan siap untuk dilakukan proses eksekusi atau *running*, lama waktu *running* program harus ditentukan. *Running time* dapat ditentukan dengan input berupa CTME atau NPS. *Computer Time Cutoff Card* (CTME) akan menghentikan *running* berdasarkan menit yang diinputkan. Pada simulasi ini *running time* dihentikan dengan menggunakan NPS card. NPS yang digunakan adalah 100.000. NPS akan menetapkan secara spesifik jumlah partikel yang hidup. Setiap variasi jarak radiasi, nilai NPSnya berbeda, dikarenakan perjalanan foton dan elektron berakhir. Hasil dari bentuk geometri yang dibuat akan dijelaskan pada subbab berikutnya.

#### 4.1. Geometri Tubuh Wanita Indonesia Model ORNL-MIRD

Geometri tubuh wanita Indonesia model ORNL-MIRD berhasil dibuat. Hasil *running Vised* dengan input sebagaimana dapat dilihat pada lampiran 5 ditunjukkan pada Gambar 4.1 dan Gambar 4.2 di bawah ini :



**Gambar 4.1. Tampilan Geometri Tubuh Perempuan Indonesia Model ORNL-MIRD yang Telah Dibuat**



**Gambar 4.2. Geometri Cell Payudara dan Paru-Paru yang Telah Dibuat**

Pemodelan bentuk kanker secara tepat tidaklah mudah untuk dilakukan. Dari beberapa literatur disebutkan pendekatan model dibuat untuk menentukan dosis serapan pada kanker dan distribusi dosis dari kanker ke organ normal lainnya. Pendekatan yang paling sederhana dibuat dengan mengasumsikan bahwa semua



elektron ditempatkan secara lokal. Pengaruh foton ke dunia luar relatif diabaikan terhadap dosis serapan kanker.

Penelitian ini membuat geometri payudara dengan jari-jari 10,5 cm, densitas  $1,04 \text{ g/cm}^3$  dan terletak di depan tulang rusuk pada posisi koordinat Cartesius yaitu (-8,63 -8,485 46,87) untuk payudara kanan sedangkan untuk payudara kiri (8,63 -8,485 46,87). Pengaruh banyaknya foton pada jaringan tidak diabaikan dan secara bergantian dapat diamati fraksi energi elektron yang diserap. Perbedaan warna yang tampak pada gambar 4.1 merupakan akibat dari perbedaan densitas material penyusun tubuh yang digunakan. Warna kuning untuk paru-paru, biru untuk jaringan lunak, hijau untuk tulang dan merah untuk dunia luar. Material dan densitas material yang digunakan pada pemodelan ORNL-MIRD dapat dilihat sebagaimana pada lampiran 4. Pada gambar 4.2 menunjukkan bagian organ payudara dan paru-paru yang dibuat dalam *cell* berbentuk setengah bola untuk payudara dan paru-paru berbentuk *ellipsoid* yang dibentuk menyerupai bentuk paru-paru yang asli.

Dari gambar 4.2 terdapat angka-angka yang menunjukkan nomor *cell* dari geometri tersebut. Nomor *cell* 65 merupakan *cell* payudara. Nomor *cell* 29 merupakan tulang rusuk. Untuk keterangan nomor *cell* yang lain dapat dilihat di lampiran 5 yaitu input program.

Geometri yang telah berhasil dibuat kemudian digunakan untuk proses pendefinisian sumber radioaktif yaitu  $^{60}\text{Co}$  dengan spesifikasi sebagaimana yang dilampirkan pada lampiran 1. Energi  $^{60}\text{Co}$  yang diinputkan dalam simulasi ini yaitu 1,17 MeV dan 1,33 MeV, sebagaimana dilampirkan pada lampiran 1 memiliki kebolehjadian yang tinggi ketika meluruh. Sehingga energi yang diserap suatu materi atau organ sebesar hasil kali dari energi dengan kebolehjadian, maka diperoleh energi rata-rata dari kedua energi tersebut. Hal tersebut dapat dilihat dari hasil *output* simulasi setelah dirunning, ditunjukkan pada gambar 4.3 berikut ini :

```

probability distribution 1 for source variable erg
unbiased discrete distribution

source      source      cumulative      probability
entry      value        probability     of bin
  1         1.17000E+00  5.000000E-01   5.000000E-01
  2         1.33000E+00  1.000000E+00   5.000000E-01

the mean of source distribution 1 is 1.2500E+00

order of sampling source variables.
pos erg tme

```

**Gambar 4.3. Bagian dari *Output* Simulasi**

Dari gambar 4.3. tersebut dapat dijelaskan bahwa untuk energi 1,17 MeV memiliki komulatif probabilitas 0,5. Sedangkan untuk energi 1,33 MeV memiliki komulatif probabilitas 1. Maka probabilitas tiap *bin*, masing-masing energi besarnya probabilitas 0,5. Sehingga diperoleh rata-rata distribusi sumber radiasi, energinya 1,25 MeV untuk memerintah pengambilan variabel sumber radiasi.

Jarak posisi sumber <sup>60</sup>Co dengan pemodelan tubuh dalam simulasi ini dilakukan variasi dari 60, 80 dan 100 cm. Sumber <sup>60</sup>Co yang diradiasikan ke pemodelan tubuh diposisikan sebelah kanan pemodelan tubuh sejajar dengan payudara kanan. Pemberian radiasi dipayudara kanan bertujuan untuk menyebarkan foton pada sel kanker yang berada di payudara kanan dan meminimalkan penyebaran foton ke organ sehat lainnya. Pendefinisian sumber radioaktif dalam simulasi yang dibuat berupa titik. Pemilihan jarak radiasi dianggap mewakili jarak pada kondisi referensi *Source Skin Distance* (SSD) = 80 cm. Jika jarak radiasi terlalu jauh dengan pemodelan tubuh maka distribusi radiasi foton tidak akan merata. Namun, apabila terlalu dekat radiasi foton akan tersebar luas dan mengenai organ sehat lainnya dengan dosis serapan yang tinggi.

Setelah dilakukan *running input* program dan pembacaan *output* didapatkan interaksi yang terjadi antara foton <sup>60</sup>Co dengan materi pada *cell* payudara. Table 4.1 menjelaskan interaksi foton yang terjadi.

Sebagaimana telah dijelaskan pada BAB III, untuk mengetahui karakteristik foton dan elektron hasil interaksi dengan material didapatkan hasil seperti pada Tabel 4.1 dan Tabel 4.2.

**Tabel 4.1. Interaksi Foton yang Terjadi Pada *Cell* Payudara, Tulang Rusuk dan Paru-Paru untuk Jarak Radiasi 80 cm**

<b>Interaksi Foton</b>	<b>Energi (MeV)</b>
<b>Bremsstrahlung</b>	$4,9028 \cdot 10^{-5}$
<b>Foton keluar</b>	1,2075
<b>Hamburan Compton</b>	$4,1332 \cdot 10^{-2}$

Dari table 4.1 dapat dilihat bahwa salah satu interaksi yang terjadi pada *cell* payudara adalah bremsstrahlung. Pada peristiwa bremsstrahlung terjadi pelepasan energi sebesar  $4,9028 \cdot 10^{-5}$  MeV. Penyebab dari hilangnya foton pada *cell* payudara, tulang rusuk dan paru-paru adalah foton keluar dari sistem yang telah dipaparkan dan terserap pada organ tersebut. Seperti yang diilustrasikan dalam BAB II, Gambar 2.6. Pada *cell* payudara, tulang rusuk dan paru-paru juga terjadi peristiwa hamburan Compton. Dari tabel 4.1 terlihat bahwa energi pada peristiwa Hamburan Compton lebih besar daripada peristiwa Bremsstrahlung. Elektron yang terhambur memiliki arti penting dalam dosimetri radiasi, karena elektron tersebut merupakan energi dari foton yang terhambur dipindahkan ke medium penyerap. Elektron Compton tersebut melepaskan energi kinetiknya dengan cara yang sama seperti partikel beta dan merupakan salah satu partikel-partikel penyebab ionisasi, yang utama dihasilkan radiasi- $\gamma$ . Maka hamburan Compton merupakan hal penting dalam rekayasa fisika kesehatan dalam proses kematian sel kanker.

Selain foton, elektron yang dihasilkan dari ionisasi  $^{60}\text{Co}$  juga berinteraksi dengan materi *cell* payudara, tulang rusuk dan paru-paru. Interaksi tersebut dapat dilihat pada table 4.2.

**Table 4.2. Interaksi Elektron yang Terjadi Pada *Cell* Payudara, Tulang Rusuk dan Paru-Paru untuk Jarak Radiasi 80 cm**

Interaksi elektron	Energi (MeV)
Photo-electric	$9,3029 \cdot 10^{-5}$

Interaksi elektron dengan materi juga menghasilkan *photo-electric* dengan tenaga  $9,3029 \cdot 10^{-5}$  MeV. *Photo-electric* merupakan elektron yang ditimbulkan oleh peristiwa efek fotolistrik. Peristiwa efek fotolistrik juga bermanfaat dalam proses matinya sel kanker, dimana hasil ionisasi dari efek fotolistrik bereaksi dengan DNA. Kehilangan energi melalui radiasi ionisasi ketika melewati jaringan makhluk hidup merupakan suatu kuantitas yang penting dalam biologi dan kedokteran.

Radiasi ionisasi merupakan berkas pancaran energi atau partikel yang bila mengenai sebuah atom akan menyebabkan terpelemparnya elektron keluar dari orbit elektron tersebut. Radiasi pengion bila mengenai sel kanker, akan menimbulkan ionisasi air dan oksigen ekstraseluler serta intraseluler sehingga menjadi ion  $H^+$ , ion  $OH^-$  dan ion oksigen. Ion ini bersifat tidak stabil dan dapat berubah menjadi radikal bebas hidroksil (OH), yang terdiri dari atom oksigen dan atom hidrogen. Secara kimia, radikal bebas sangat reaktif dan dapat mengubah molekul-molekul penting dalam sel. Radikal bebas ini akan bereaksi dengan DNA dan menimbulkan kerusakan DNA dan akhirnya menimbulkan kematian pada sel kanker.

#### 4.2. Dosis Serapan Dari Hasil Simulasi dan Perhitungan

*Tally* pada *radiotherapy* payudara ini memberikan hasil berupa energi yang diserap per transformasi untuk masing-masing organ yang penting saat diradiasi. Nuklida akan meluruh hingga keaktifannya habis. Oleh karena itu, harus dihitung total bilangan transformasi yang akan terjadi pada radiasi yang melebihi waktu paruh radionuklida tersebut. Energi yang diserap diberi satuan MeV. Untuk mengetahui

dosis serapan per satuan massa organ maka satuan harus dikonversikan dalam Gray (Gy).

Dalam kasus ini total aktivitas adalah efisiensi aktivitas yang keluar dari kolimator. Dengan hasil perhitungan dari persamaan (8) dan persamaan (14) diperoleh besarnya aktivitas untuk jarak radiasi 80 cm dengan waktu radiasi 10 menit yaitu  $4,19 \cdot 10^{-5}$  Bq atau  $1,132 \cdot 10^{-5}$  Ci. Untuk aktivitas dari pesawat teleterapi yang ada di Rumah Sakit Moewardi sebesar 7000 Ci, sedangkan hasil perhitungan dengan efisiensi diperoleh  $1,132 \cdot 10^{-5}$  Ci. Hal ini disebabkan karena sumber radioaktif berada di dalam pesawat teleterapi dan iradiasi keluar melalui kolimator, sehingga aktivitas yang keluar tidak semuanya. Dalam perhitungan terlihat bahwa semakin lama waktu radiasi maka jumlah foton yang diterima jaringan lebih besar, sebagaimana dapat dilihat pada lampiran 7.

Aktivitas yang diperoleh dari perhitungan tersebut yang digunakan dalam perhitungan dosis serapan yaitu aktivitas maksimum pada massa organ payudara. Hasil diposisi energi untuk tiap transformasi partikel pada organ yang ditinjau sebagaimana *output running* dituliskan pada tabel 4.3 berikut :

**Tabel 4.3. Hasil *Running* Simulasi**

No.	Jarak radiasi (cm)	Energi Terserap (MeV/ trans)			
		Payudara (× )	Tulang Rusuk (× )	Paru-Paru Kanan (× )	Paru-Paru Kiri
	60	2,26278	3,13936	1,74135	3,83319.10
	80	1,05225	3,0003	1,4756	0,06266.10
	100	0,64434	1,18264	0,646524	5,64916.10

Hasil *output* tersebut kemudian dikonversikan kesatuan Gy/trans. Umur hidup ditentukan menggunakan persamaan (2). Total bilangan transformasi dihitung setiap variasi waktu radiasi dengan menggunakan persamaan (3) sebagaimana yang telah dituliskan pada BAB II. Sehingga dengan menggunakan persamaan (5) untuk menentukan massa tiap organ maka dosis serapan dapat dihitung dengan mudah menggunakan persamaan (4).



Dari hasil perhitungan, dapat dibuat tabel dosis serapan pada payudara, tulang rusuk, paru-paru kanan dan paru-paru kiri dengan variasi waktu radiasi seperti pada tabel 4.4. Variasi lama waktu radiasi dilakukan dengan tujuan untuk mengetahui dosis optimum *radiotherapy* payudara .

perpustakaan.uns.ac.id digilib.uns.ac.id  
Tabel 4.4. Dosis Serapan Hasil Perhitungan Untuk Jarak 80 cm

No.	Waktu radiasi (menit)	Dosis Serapan (Gy)			
		Payudara (× )	Tulang Rusuk (× )	Paru-Paru Kanan (× )	Paru-Paru Kiri (× )
	5	0,2345	0,4544	0,3398	0,2671
	10	0,4691	0,9089	0,6796	0,5343
	15	0,7036	1,3634	1,0195	0,8014
	20	0,9382	1,8179	1,3593	1,0686
	25	1,1728	2,2723	1,6992	1,3357

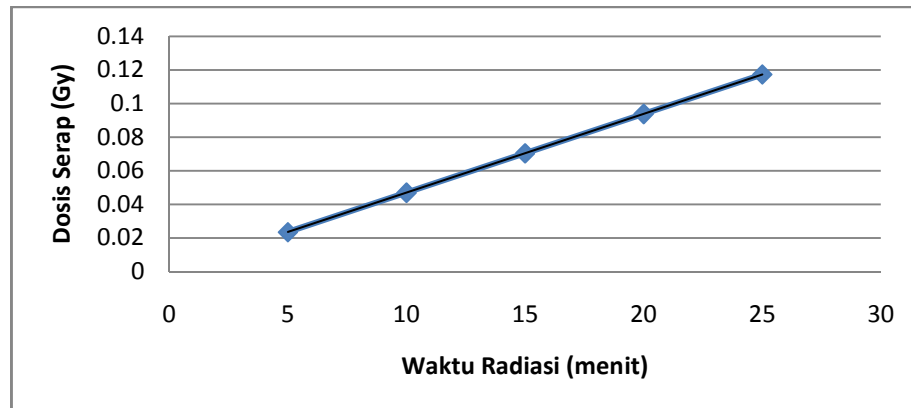
Dari tabel 4.4 juga dapat dilihat bahwa dosis serapan pada payudara lebih besar dari tulang rusuk dan paru-paru. Tulang rusuk mendapatkan dosis serapan yang lebih besar dari paru-paru. Perbedaan nilai dosis serapan ini dikarenakan peletakan sumber radioaktif di sejajarkan dengan posisi payudara kanan, maka menyebabkan distribusi energi- di payudara lebih besar untuk diserap oleh material payudara. Tulang rusuk terletak di belakang payudara, sedangkan paru-paru terlindungi oleh tulang rusuk. Paru-paru terlindungi oleh tulang rusuk, sehingga sebelum radiasi- sampai ke paru-paru, radiasi akan diserap oleh tulang rusuk terlebih dahulu maka dosis serapan pada paru-paru kanan lebih kecil dari tulang rusuk. Paru-paru kiri memiliki dosis serapan yang paling kecil, sehingga pada simulasi ini organ jantung tidak dihitung dosis serapannya karena posisi jantung berada di dekat paru-paru kiri.

Dalam rencana awal perlakuan radiasi, pemberian dosis untuk *radiotherapy* payudara hanya dapat dilakukan pada kanker stadium awal. Sebagaimana telah dijelaskan sebelumnya, dosis optimum *radiotherapy* payudara untuk radiasi <sup>60</sup>Co adalah 50 Gy. Berdasarkan simulasi dan perhitungan, waktu radiasi maksimum 25 menit kurang memenuhi dosis 50 Gy. Sehingga untuk meningkatkan dosis serapan tersebut maka waktu radiasi harus ditambahkan.

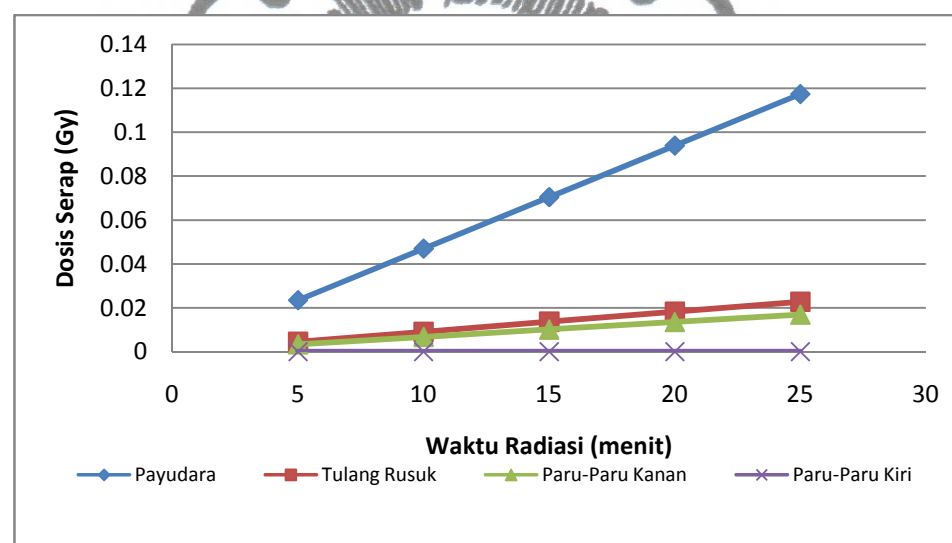
Grafik hubungan antara waktu radiasi dan dosis serapan yang dihasilkan dapat dilihat pada Gambar 4.4 dan Gambar 4.5. Gambar 4.4 menunjukkan grafik dosis serapan pada *cell* payudara dengan jarak radiasi 80 cm. Gambar 4.5 menunjukkan grafik dosis serapan pada *cell* payudara, tulang rusuk, paru-paru kanan dan paru-paru kiri dengan jarak radiasi 80 cm.

[perpustakaan.uns.ac.id](http://perpustakaan.uns.ac.id)

[digilib.uns.ac.id](http://digilib.uns.ac.id)



**Gambar 4.4. Grafik Hubungan Antara Waktu Radiasi dan Dosis Serapan Pada *Cell* Payudara untuk Jarak Radiasi 80 cm**



**Gambar 4.5. Grafik Hubungan Antara Waktu Radiasi dan Dosis Serapan Pada *Cell* Payudara, Tulang Rusuk, Paru-Paru Kanan dan Paru-Paru Kiri untuk Jarak Radiasi 80 cm**

Pada Gambar 4.4 dan Gambar 4.5 ditunjukkan bahwa semakin lama waktu radiasi yang digunakan maka semakin besar pula nilai dosis serapannya. Telah dijelaskan sebelumnya bahwa waktu radiasi mempengaruhi jumlah foton yang diterima jaringan. Dapat ditarik suatu kesimpulan bahwa semakin tinggi jumlah foton yang diterima jaringan maka semakin besar dosis serapan. Gambar 4.5 menunjukkan dosis serapan oleh *cell* payudara lebih tinggi dibandingkan dengan tulang rusuk, paru-paru kanan dan paru-paru kiri. Gambar 4.4 memiliki persamaan garis linier sebagaimana dituliskan di bawah ini :

$$= 0,0047 - 5.10 \quad (15).$$

Dengan persamaan (15) di atas maka untuk mencapai dosis yang optimum dapat dilakukan intrapolasi dan ekstrapolasi waktu radiasi. Jika merupakan fungsi dosis serapan, adalah waktu radiasi yang divariasikan dan = 50, maka didapatkan nilai = 10638 menit atau 177 jam. Radiasi sebanyak itu tidaklah mungkin dilakukan dalam sekali radiasi untuk pengobatan. Terapi dilakukan beberapa kali hingga dosis serapan pada organ mencapai nilai optimum.

*Radiotherapy* dilakukan setiap hari, hal ini dikarenakan untuk menjaga sel kanker tidak tumbuh berkembang lagi. Apabila pengobatan dilakukan selama 30 menit untuk sekali radiasi, maka untuk mencapai dosis serapan 50 Gy dibutuhkan waktu kurang lebih 11 bulan untuk *radiotherapy* payudara. Dari literatur *radiotherapy* payudara dibutuhkan waktu antara 5-7 bulan tergantung dengan kondisi pasien. Perbedaan lama waktu radiasi untuk *radiotherapy* ini dikarenakan pada simulasi MCNP5 ini kondisi pesawat secara khusus tidak diperhatikan, hanya efisiensi aktivitas yang keluar dari kolimator. Sedangkan yang biasa dilakukan dirumah sakit memperhatikan beberapa hal yaitu bilik ionisasi, elektrometer, fantom, filter, kualitas film, dan lain-lain (Sugiyantri, 2007).

Dosis radiasi bergantung pada banyaknya energi yang disimpan atau diserap oleh suatu material dan bergantung pada aktivitas radioaktif. Pemberian radioaktif akan memberikan dosis yang bergantung pada aktivitas, lama waktu radiasi, energi emisi radiasi dan jarak sumber ke target. Pemindahan peletakan sumber radioaktif

pada variasi jarak hanya dapat mengurangi energi yang diserap tiap satuan massa tetapi bukan total dosis serapan, seperti yang terlihat pada tabel 4.3.

Dari tabel perhitungan dan hasil simulasi, tidak dapat dipungkiri bahwa penggunaan *radiotherapy* pada pengobatan kanker memberikan bukti bahwa dosis yang terserap dapat digunakan untuk mengetahui dampak biologis yang akan dialami pasien. Simulasi Monte Carlo menghasilkan nilai relatif *error* yang kecil yaitu di bawah 1%. Relatif *error* yang kecil menunjukkan ketelitian dalam distribusi sebaran foton pada organ terjadi secara merata.



## BAB V PENUTUP

### 5.1. Simpulan

- perpustakaan.uns.ac.id digilib.uns.ac.id
1. *Software* MCNP5 dapat digunakan untuk simulasi *radiotherapy* payudara. Geometri perempuan Indonesia *phantom* ORNL-MIRD telah berhasil dibuat dan dilakukan proses eksekusi.
  2. Dosis serapan pada payudara meningkat secara linier dengan semakin lamanya waktu iradiasi dari  $^{60}\text{Co}$ . Grafik antara dosis serapan dan lama waktu iradiasi pada payudara memiliki persamaan garis linier yaitu  $= 0,0047 - 5.10$ . Dengan persamaan tersebut maka untuk mencapai nilai dosis yang optimum 50 Gy dapat dilakukan intrapolasi dan ekstrapolasi adalah 177 jam dengan posisi sumber radiasi sejajar payudara dari sebelah kanan tubuh. Radiasi tersebut untuk mode partikel yang digunakan adalah foton dan elektron. Pada paru-paru kiri aman dari *radiotherapy*.

### 5.2. Saran

Pemakaian simulasi ini hanya sebatas pembuatan dan perhitungan dosis serapan pada payudara, tulang rusuk dan paru-paru. Serta merupakan penelitian awal perhitungan dosis serapan untuk *radiotherapy*. Untuk penelitian lebih lanjut, dapat dilakukan

1. Pada skripsi ini, sementara diperoleh hubungan linier dari lama waktu radiasi dengan dosis serap. Dengan hasil 177 jam untuk mencapai dosis optimum. Untuk mendapatkan hasil yang lebih baik, maka dilakukan variasi lama radiasi yang lebih banyak.
2. Model geometri ORNL-MIRD hasil simulasi *radiotherapy* payudara ini dapat digunakan untuk menentukan dosis serapan pada organ selain pada payudara, tulang rusuk dan paru-paru.



3. Model geometri phantom wanita ORNL-MIRD ini juga dapat digunakan dalam penelitian untuk menentukan nilai dosis serapan brachytherapy atau radiotherapy pada kasus kanker lain, missal untuk kanker paru-paru, kanker usus, kanker serviks dan kanker nasofaring.

[perpustakaan.uns.ac.id](http://perpustakaan.uns.ac.id)

[digilib.uns.ac.id](http://digilib.uns.ac.id)



*commit to user*